

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial)**



**TESIS DOCTORAL**

**Análisis de la influencia de la cerámica de recubrimiento en la microestructura y propiedades mecánicas de puentes posteriores de tres unidades de zircona**

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

**Verónica Rodríguez Alonso**

Director

M<sup>a</sup> Jesús Suárez García  
Jesús Peláez Rico

**Madrid, 2014**





# **UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA I (PRÓTESIS BUCOFACIAL)**

## **ANÁLISIS DE LA INFLUENCIA DE LA CERÁMICA DE RECUBRIMIENTO EN LA MICROESTRUCTURA Y PROPIEDADES MECÁNICAS DE PUENTES POSTERIORES DE TRES UNIDADES DE CIRCONA**

**TESIS DOCTORAL**

**Verónica Rodríguez Alonso  
2014**



# **ANÁLISIS DE LA INFLUENCIA DE LA CERÁMICA DE RECUBRIMIENTO EN LA MICROESTRUCTURA Y PROPIEDADES MECÁNICAS DE PUENTES POSTERIORES DE TRES UNIDADES DE CIRCONA**

**Memoria de investigación que presenta:**

**Verónica Rodríguez Alonso**

**Para optar al Grado de Doctor por la Universidad  
Complutense de Madrid**

**Directores:**

**Profa. Dra, M<sup>a</sup> Jesús Suárez García  
Profesora titular**

**Prof. Dr. Jesús Peláez Rico  
Profesor Asociado**

**Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial)  
Facultad de Odontología  
Universidad Complutense de Madrid  
MADRID, 2014**





**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**  
Plaza de Ramón y Cajal, s/n.  
Ciudad Universitaria  
28040 Madrid

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

DÑA. M<sup>a</sup> JESÚS SUÁREZ GARCÍA, Profesora Titular, y D. JESÚS PELÁEZ RICO, Profesor Asociado, del Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial) de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.

**CERTIFICAN:**

Que el trabajo de investigación titulado: “Análisis de la influencia de la cerámica de recubrimiento en la microestructura y propiedades mecánicas de puentes posteriores de tres unidades de zircona” del que es autora Dña. Verónica Rodríguez Alonso, ha sido realizado en este Departamento bajo nuestra dirección y supervisión, reuniendo en nuestra opinión todos los requisitos para ser presentado y defendido para la obtención del Grado de Doctor por esta Universidad.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmamos el presente certificado en Madrid a 9 de Julio de dos mil catorce.

Fdo. M<sup>a</sup> Jesús Suárez García

Fdo. Jesús Peláez Rico



# *Agradecimientos*

Me gustaría empezar expresando mi más sincero agradecimiento a mis directores de tesis. A la Dra. María Jesús Suárez por confiar en mí, su paciencia y dedicación. Por darme la oportunidad de pertenecer a su grupo de investigación y trabajar a su lado. Por dedicarme gran parte de su tiempo y guiar mis pasos en todo momento. Al Dr. Jesús Peláez por los momentos de clínica compartidos, su entrega y disponibilidad constante y su capacidad para explicar todo con una sonrisa.

A mis compañeros del grupo de investigación del Master de Prótesis de la UCM por hacer que me sintiera como en casa desde el primer momento y a los alumnos, por todos los buenos y malos momentos compartidos.

A todos los miembros del CSIC que han colaborado en esta investigación, en especial al Dr. José F. Bartolomé por su infinita paciencia aún hablando en diferentes idiomas.

A Carmen Bravo por su colaboración y asesoramiento en el procesamiento estadístico de los datos.

A los laboratorios que han participado en este trabajo, Dident, Prótesis S.A. y Cerámica Dental Poveda por su amabilidad e inestimable colaboración.

Quiero hacer un especial agradecimiento a mi eterno compañero de batalla, a Carlos López-Suárez por estar ahí en todo momento, por su gran apoyo e inmensa confianza.

A mi promoción del Master de Prótesis, por pasar juntos los dos años más divertidos de mi vida. En especial a Santiago Berrendero y Marta Quesada, por hacerme ver la vida desde otro punto.

A mis cuatro madrileñas, por todos estos años, por los malos y los buenos momentos compartidos, por vivirlo todo juntas y seguir así tras 20 años de amistad. Siempre habéis sido mi apoyo.





A mis amigas de la Universidad por todas esas experiencias juntas, por estos diez años de sonrisas y lágrimas que no cambiaría por nada.

A mis compañeras de la Clínica Dental Estefanita por formar un gran equipo y aprender juntas día a día.

Quiero dejar los últimos agradecimientos a las personas más importantes de mi vida. A toda mi familia, pero muy en especial a mis padres, por su infinito esfuerzo y sacrificio, por estar siempre a mi lado, dármelo todo sin pedir nada a cambio y ser los mejores padres que se puede tener. Todo lo que tengo os lo debo a vosotros.

Y en último lugar, a Rafa, por aparecer en mi vida, por ser como eres y por compartirlo todo juntos. Por los momentos vividos y por todos los que nos quedan.

Todas las personas mencionadas han colaborado de una forma u otra en que este trabajo viera la luz y después de tanto esfuerzo por fin todo ha llegado a buen puerto. Muchísimas gracias a todos.



*“Nuestra recompensa se encuentra en el esfuerzo y no en el resultado. Un esfuerzo total es una victoria completa.”*

Mahatma Gandhi.







<b>1. INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>21</b>
1.1. Generalidades.....	25
1.2. Óxido de circonio.....	29
1.3. Sistemas CAD/CAM.....	33
1.4. Propiedades mecánicas de las circonas y difracción de Rayos X.....	37
<b>2. HIPÓTESIS DE TRABAJO.....</b>	<b>45</b>
<b>3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.....</b>	<b>49</b>
<b>4. MATERIAL Y MÉTODOS.....</b>	<b>53</b>
4.1. Evaluación de la microestructura y propiedades mecánicas de las circonas empleadas.....	56
4.1.1. Materiales.....	56
4.1.2. Estudio microestructural.....	57
4.1.3. Estudio de las propiedades mecánicas: dureza y tenacidad.....	59
4.1.4. Resistencia a la flexión biaxial.....	64
4.2. Análisis de la resistencia a la fractura de puentes posteriores de tres piezas.....	65
4.2.1. Confección de las probetas.....	65
4.2.1.1. Muñones.....	66
4.2.1.2. Bases.....	68
4.2.2. Clasificación y numeración de las probetas.....	69
4.2.3. Confección de las estructuras.....	71
4.2.3.1. Confección de las estructuras metálicas.....	71
4.2.3.2. Confección de las estructuras Lava™ All Ceramic System.....	74
4.2.3.3. Confección de las estructuras IPS e.max® ZirCAD...77	
4.2.3.4. Confección de las estructuras Vita In-Ceram®YZ.....	80





<b>4.2.4.</b>	<b>Cerámica de recubrimiento.....</b>	<b>84</b>
4.2.4.1.	Metal-cerámica.....	84
4.2.4.2.	Lava™ All Ceramic System.....	86
4.2.4.3.	IPS e.max® ZirCAD.....	88
4.2.4.4.	Vita In-Ceram® YZ.....	90
<b>4.2.5.</b>	<b>Cementado de las restauraciones.....</b>	<b>92</b>
<b>4.2.6.</b>	<b>Ensayo de flexión.....</b>	<b>94</b>
4.2.6.1.	Confección de la pletina.....	94
4.2.6.2.	Confección de los empujadores.....	95
4.2.6.3.	Resistencia a la flexión.....	96
4.2.6.4.	Instrumento para las pruebas mecánicas.....	97
4.2.6.5.	Carga.....	99
<b>4.3.</b>	<b>Difracción de Rayos X.....</b>	<b>101</b>
<b>4.4.</b>	<b>Tratamiento de los datos.....</b>	<b>104</b>
<b>5.</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>107</b>
<b>5.1.</b>	<b>Evaluación de la microestructura y propiedades mecánicas de las circonas empleadas.....</b>	<b>109</b>
5.1.1.	Análisis microestructural.....	109
5.1.2.	Análisis de las propiedades mecánicas.....	114
5.1.2.1.	Dureza y tenacidad.....	114
5.1.2.2.	Resistencia a la flexión biaxial.....	116
<b>5.2.</b>	<b>Análisis de la resistencia a la fractura.....</b>	<b>118</b>
5.2.1.	Variables.....	118
5.2.2.	Estadística descriptiva.....	120
5.2.2.1.	Resistencia a la fractura de los núcleos (N).....	121
5.2.2.2.	Resistencia a la fractura de los núcleos con recubrimiento cerámico (T).....	123
5.2.2.3.	Resistencia a la fractura de cada sistema cerámico.....	125
5.2.2.3.1.	Resistencia a la fractura global.....	125
5.2.2.3.2.	Metal-cerámica.....	126
5.2.2.3.3.	Lava™ All Ceramic System.....	127



## Índice

---

5.2.2.3.4. IPS e.max <sup>®</sup> ZirCAD.....	129
5.2.2.3.5. Vita In-Ceram <sup>®</sup> YZ.....	130
<b>5.2.3. Estadística inferencial.....</b>	<b>132</b>
5.2.3.1. Resistencia a la fractura de los núcleos (N).....	133
5.2.3.2. Resistencia a la fractura de los núcleos con recubrimiento cerámico (T).....	135
5.2.3.3. Resistencia a la fractura de cada sistema cerámico.....	137
<b>5.3. Difracción de Rayos X.....</b>	<b>141</b>
5.3.1. Estadística descriptiva.....	141
5.3.2. Estadística inferencial.....	146
<b>6. DISCUSIÓN.....</b>	<b>149</b>
<b>7. CONCLUSIONES.....</b>	<b>181</b>
<b>8. BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>185</b>
<b>9. RESUMEN EN INGLÉS.....</b>	<b>199</b>





# 1. INTRODUCCIÓN



Hoy día hablar de la prótesis fija supone hacer una especial mención a los nuevos materiales y técnicas emergentes que están desarrollándose continuamente en el campo odontológico.

Hasta mediados del siglo pasado la restauración metal-porcelana era el tratamiento por excelencia en el campo de la prótesis fija. Si volvemos la vista atrás este tipo de restauraciones han demostrado la gran predictibilidad y supervivencia que presentan ante el paso del tiempo.<sup>(1, 2)</sup>

Actualmente es impensable hablar de prótesis fija sin tener en cuenta las restauraciones libres de metal.

Las coronas completamente cerámicas comenzaron a emplearse en Odontología porque ofrecían una mayor estética y biocompatibilidad que las metal-cerámica empleadas hasta el momento y su gran desarrollo se ha producido en las últimas dos décadas como consecuencia del gran avance en materia de innovaciones tecnológicas y materiales.<sup>(3)</sup> (Fig. 1.1.)



Fig. 1.1. Comparativa de corona metal-cerámica con corona de óxido de circonio.

Existen diferentes tipos de cerámicas, pero sin duda las circoniosas, debido a su gran resistencia, se han impuesto sobre el resto para la fabricación de estructuras tanto de coronas individuales como de prótesis parcial fija en sectores posteriores.

Sin embargo, aún son necesarios más estudios que comparen las clásicas estructuras metal-cerámica empleadas en la fabricación de la prótesis fija dentosoportada con las nuevas técnicas y materiales completamente cerámicos. Ya que hasta el momento no ha quedado claro que los nuevos materiales totalmente cerámicos ofrezcan mejoras en los resultados frente a los tratamientos con restauraciones metal-cerámica convencionales.



# 1.1. GENERALIDADES

No es una exageración decir que en el último siglo ha surgido una auténtica revolución en la estética dental, tanto en el ámbito de materiales como de nuevas tecnologías.<sup>(4)</sup> (Fig. 1.2.)

En el campo de la prótesis fija, la aparición de nuevos sistemas, materiales y técnicas hacen que día a día surjan nuevas formas de solventar los mismos problemas y que las técnicas empleadas estén en constante cambio.



Fig. 1.2. Comparación del antes y después de coronas metal-cerámica frente a coronas de óxido de circonio

## Introducción

---

Las restauraciones metal-cerámica comenzaron a emplearse hacia 1880 y hasta nuestros días es el tratamiento más empleado en el campo de la prótesis fija tanto en sectores posteriores como anteriores, debido a que presentan una estética, resistencia y funcionalidad aceptables.<sup>(5-7)</sup>

Para la fabricación de prótesis metal-cerámica en Odontología, raras veces se emplean metales puros, en la mayoría de los casos se utilizan aleaciones.<sup>(8)</sup> Pero a pesar de ser un tratamiento sobradamente estudiado, el incremento de las demandas estéticas han influido notablemente en la búsqueda de la naturalidad. Esto conllevó el continuo desarrollo de las restauraciones libres de metal donde para dar resistencia a las restauraciones ya no es necesario el sacrificio de otras propiedades como la estética debido a la falta de translucidez que presentan los metales.

Respecto a la supervivencia alcanzada con las restauraciones metal-cerámica, los estudios reflejan que el 85% de la prótesis parciales a los 15 años no presentan ninguna complicación, lo cual supone una tasa de éxito muy alta.<sup>(9-11)</sup> Sin embargo, a pesar de los buenos resultados mostrados en los últimos 50 años de este tipo de restauraciones la continua búsqueda de restauraciones lo más estéticas y resistentes posibles hace que los nuevos materiales vayan reemplazando cada vez más a las técnicas tradicionales.

En 1965 la aparición de las cerámicas aluminosas abrió la puerta a las coronas totalmente cerámicas con una predictibilidad y duración relativamente aceptables mejorando las propiedades ópticas y por lo tanto la estética.<sup>(2)</sup>

Pero no fue hasta la década de los 80 cuando aparecieron las cerámicas de alta resistencia, lo cual supuso un gran avance en la fabricación de restauraciones completamente cerámicas al solucionar notablemente los problemas mecánicos que presentaban hasta el momento.

Todo esto sumado al gran desarrollo de la tecnología CAD/CAM ha logrado que hoy en día indudablemente las cerámicas vayan encaminadas a ser las sustitutas de los materiales metálicos y que los estudios cada vez

## Introducción

---

más estén dirigidos al análisis de la biocompatibilidad, resistencia, y muy especialmente la supervivencia clínica de este tipo de materiales.<sup>(12)</sup>

El término “cerámica” se puede definir como aquel material de naturaleza inorgánica, de origen mineral, que se modela a temperatura ambiente y cuya forma se fija mediante calor.<sup>(13)</sup>

Se consideran materiales cerámicos aquellos productos de naturaleza inorgánica, formados mayoritariamente por elementos no metálicos, que se obtienen por la acción del calor y cuya estructura final es parcial o totalmente cristalina.

La mayoría de las cerámicas dentales tiene una estructura mixta, es decir, se componen de una matriz vítrea (donde los átomos están desordenados), y en ésta se encuentran inmersas partículas más o menos grandes de minerales cristalizados (donde los átomos se disponen uniformemente). La fase vítrea va a ser la responsable de la estética, mientras que la fase cristalina es la responsable de la resistencia. Por ello, el comportamiento estético y mecánico de las restauraciones depende directamente de su composición.<sup>(3)</sup>



Fig. 1.3. Estructura de óxido de circonio de 7 unidades

Las cerámicas empleadas en Odontología pueden dividirse de forma muy general en feldespáticas, aluminosas y circoniosas, aunque día a día esto va cambiando, el uso de algunas de éstas cerámicas se limita

## Introducción

---

únicamente a la zona anterior, siendo el óxido de circonio actualmente el más empleado para las restauraciones en sectores posteriores de mayor tamaño. <sup>(14, 15)</sup> (Fig. 1.3.)

Es por este motivo que en el presente estudio únicamente analizamos la resistencia de las restauraciones con núcleos de óxido de circonio por ser las más empleadas a nivel de sectores posteriores para las restauraciones de mayor tamaño pudiendo equipararse a la tradicional metal-cerámica.

# 1.2. ÓXIDO DE CIRCONIO

---

El óxido de circonio estabilizado con itrio es un biomaterial que lleva utilizándose desde 1960. A partir de entonces, las prometedoras propiedades in vitro, así como la historia de uso ortopédico atrajo la atención de los investigadores en el campo de la Odontología. En la última década el óxido de circonio ha adquirido un gran protagonismo. <sup>(16, 17)</sup>

La primera propuesta del uso del óxido de circonio para propósitos médicos fue en 1969, siendo empleado para fines ortopédicos. Así el óxido de circonio fue propuesto como material protésico sustituyendo a materiales como el titanio o la alúmina. Se probaron sus efectos en prótesis de fémur de simios y se vio que no presentaba efectos adversos.

Desde 1990 los estudios in vitro han confirmado que el óxido de circonio no es citotóxico.<sup>(15)</sup> La mutagenicidad de este material fue evaluada por Silva y Covacci y ambos concluyeron que el óxido de circonio no era capaz de crear mutaciones en el genoma celular.<sup>(18, 19)</sup> Además de esto los estudios han demostrado que el infiltrado inflamatorio, la densidad microvasal y la expresión del factor del crecimiento del endotelio vascular eran más altos alrededor del titanio que del óxido de circonio. Así como los productos bacterianos medidos con óxido nítrico.<sup>(20)</sup>

El óxido de circonio se considera que ofrece mayor resistencia, dureza y fiabilidad que el resto de materiales cerámicos debido a su mecanismo de transformación de fase.<sup>(21)</sup> Tal es la dureza de este material que suele ser fresado en su forma presinterizada para llevar a cabo la sinterización posterior donde ya adquiere sus plenas propiedades de dureza y resistencia (Fig. 1.4.)

Sin embargo, debido a la opacidad del circonio, éste tiene que ser recubierto con una cerámica de recubrimiento feldespática más translúcida que mejore la estética.<sup>(22)</sup>

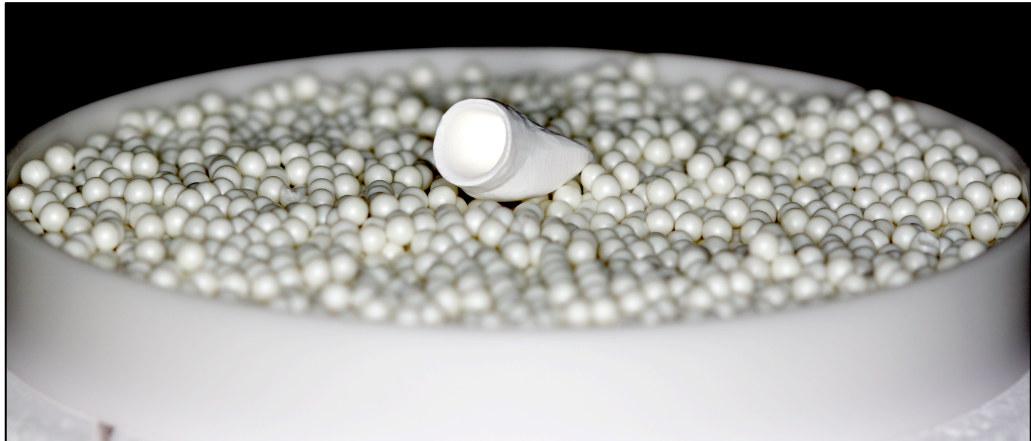


Fig. 1.4. Bol de sinterización con partículas de óxido de circonio

Los cristales de óxido de circonio pueden ser organizados en tres patrones diferentes: monoclinico, cúbico y tetragonal. Además la mezcla del óxido de circonio con otros óxidos metálicos como el óxido de magnesio ( $\text{MgO}$ ), de calcio ( $\text{CaO}$ ) o de itrio ( $\text{Y}_2\text{O}_3$ ) mejoran su estabilidad molecular.<sup>(23)</sup>

Actualmente la combinación de óxido de circonio estabilizado con itrio es la combinación más empleada para usos médicos, aunque el óxido de itrio está presente únicamente en 2-3 mol.<sup>(24)</sup>

La propiedad más destacable del óxido de circonio es su mecanismo de transformación de fase. Éste fue descrito por primera vez en 1975 por Garvie. Consiste en la transformación del óxido de circonio de fase tetragonal a monoclinica ante zonas sometidas a estrés mecánico adquiriendo de esta forma un volumen entre un 3 y un 5% mayor.<sup>(25)</sup> Esto aumenta la resistencia del material al evitar la propagación de las grietas. Sin embargo, es cierto que también tiene efectos negativos en la estabilidad mecánica de las restauraciones protésicas con el paso del tiempo, ya que con el tratamiento de las superficies de las restauraciones así como la fatiga sufrida en un medio húmedo como es la cavidad oral

## Introducción

pueden desencadenar el mecanismo de transformación de fase y producir un deterioro del material envejeciéndolo a lo largo de los años.<sup>(26)</sup>

Los estudios muestran que en la zona interna de la estructura del óxido de circonio se producen fuerzas compresivas mientras que en la zona del recubrimiento se producen fuerzas tensionales, esto genera que en la zona interna se genere un mayor mecanismo de transformación de fase.<sup>(27)</sup> (Fig. 1.5.)

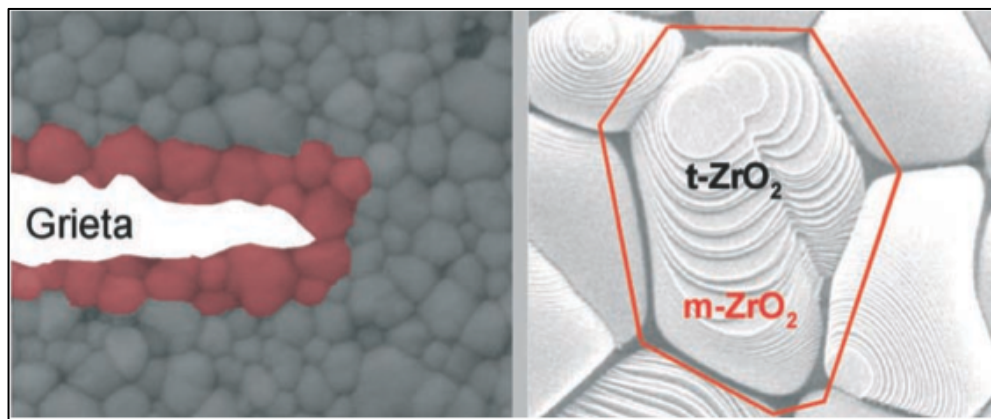


Fig. 1.5. Diagrama de la transformación de fase de tetragonal a monoclinica del óxido de circonio.

En resumen, se puede concluir que el óxido de circonio presenta altas propiedades estéticas, una excelente biocompatibilidad, baja acumulación de placa, así como baja conductividad térmica y altas propiedades mecánicas hasta el momento sólo atribuibles a las restauraciones metal-cerámica.<sup>(15, 28)</sup> Todas estas propiedades han hecho que el óxido de circonio sea empleado para la fabricación de estructuras de prótesis parcial fija también a nivel posterior.<sup>(29, 30)</sup>

Por el contrario, aún existe una complicación principal a la hora de emplear restauraciones totalmente cerámicas, y ésta es la mayor incidencia de chipping en este tipo de restauraciones frente a las de metal-cerámica.<sup>(22, 31)</sup> (Fig. 1.6.)

En la mayoría de los estudios se revela un mayor índice de chipping



## Introducción

---

en las restauraciones cerámicas frente a las metal-cerámica, aunque el porcentaje de aparición varía enormemente de unos estudios a otros. <sup>(21, 32-35)</sup>

Los mecanismos de producción del chipping no son completamente conocidos.<sup>(36-38)</sup> Las principales causas son fundamentalmente debidas a fallos en el tratamiento de los materiales, principalmente en el desajuste en los coeficientes de expansión térmica entre el núcleo de circonia y la cerámica de recubrimiento, así como el rápido enfriamiento tras el último ciclo de horno de la restauración. El diseño de la estructura y un adecuado ajuste oclusal son también factores muy importantes a tener en cuenta.<sup>(32, 38-41)</sup>



Fig. 1.6. Corona de óxido de circonio con chipping de la cerámica de recubrimiento.



## 1.3. SISTEMAS CAD/CAM

Como se ha mencionado anteriormente el desarrollo de las tecnologías ha permitido trabajar las cerámicas de forma informatizada, son los hoy denominados sistemas CAD/CAM.<sup>(42)</sup>

Las siglas CAD/CAM hacen referencia a la técnica de producción que aúna los conocimientos informáticos para aplicarlos tanto al diseño como a la fabricación de piezas, originariamente de ingeniería, pero que se ha venido utilizando en multitud de campos. Tienen su origen en la lengua inglesa: *Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing*, que traducido al castellano, significa diseño dirigido por ordenador/fabricación dirigida por ordenador.



Fig. 1.7. Escáner y fresadora de uno de los sistemas CAD/CAM.

## Introducción

---

Es decir, CAD/CAM constituye una tecnología que permite realizar una restauración dental mediante el apoyo informático de diseño y un sistema de mecanizado o fresado automatizado que trabaja a sus órdenes.<sup>(43)</sup> (Fig. 1.7.)

Muchos de los sistemas CAD/CAM utilizados hoy en día están diseñados y pensados para automatizar funciones manuales, independientemente de si la función particular que cumplirán será análisis ingenieril, diseño conceptual, dibujo, documentación o la programación de la maquinaria de manufactura e inspección.

Pero no fue hasta 1971 cuando Duret emplea la tecnología CAD/CAM en el mundo de la odontología, y en 1985 fresa la primera corona.<sup>(44)</sup> En 1971 comenzó su empleo de forma teórica y experimental, y en la década de los 80 la universidad de Zürich aplicó este tipo de sistemas a la clínica con el desarrollo del sistema Cerec®.

Los sistemas CAD/CAM fueron desarrollados para facilitar las técnicas protésicas así como mejorar la calidad y abaratar el proceso. En un principio se empleaban únicamente para el diseño y confección de coronas unitarias en el sector anterior, sin embargo, la creciente demanda estética ha llevado a emplear los sistemas CAD/CAM a nivel de coronas individuales posteriores así como incluso la fabricación de estructuras de prótesis parcial fija tanto dentosoportada como implantosoportada.

Existen diferentes tipos de sistemas, básicamente se pueden clasificar en sistemas cerrados o propietarios y sistemas abiertos.

- Un **sistema cerrado o propietario** es aquel que desarrollan los principales fabricantes de tal manera que componen un sistema completo que abarca la maquinaria, el software y el consumible, pudiendo así garantizar el producto final mediante unos certificados que avalan que la cadena de producción cumple todos los requisitos necesarios para poder insertar ese trabajo en boca y gozar de un respaldo absoluto por parte del fabricante. Como su propia definición lo especifica el sistema, al ser cerrado, no permite que se introduzca en ninguna parte de la cadena de producción ningún

## Introducción

---

artículo o producto ajeno al sistema oficial. Así es como se garantiza el correcto proceso de fabricación.

- Un **sistema abierto** es un sistema que no obliga a seguir una cadena de trabajo específica en cuanto a con qué sistema CAD se efectúa el escaneado y el diseño, ni con qué fresadora se confecciona la estructura. Ciertamente, esta opción ofrece libertad para escoger el escáner, la fresadora y el material con el que se pretenda confeccionar las restauraciones, pero tiene una serie de inconvenientes como carecer de un control de fabricación y por tanto de mayores garantías.

Actualmente estos sistemas se emplean para fresar cualquier tipo de cerámicas, feldespáticas, aluminosas y circoniosas.

Los métodos de confección se pueden clasificar en tres grupos: <sup>(45)</sup>

- Fresado de un bloque cerámico completamente sinterizado.
- Fresado de un bloque cerámico presinterizado y tratamiento posterior mediante alta sinterización o infiltración vítrea.
- Prensado isostático en frío de polvo cerámico, fresado y sinterización final.

La ventaja que presentan los sistemas en que se tallan los bloques presinterizados de óxido de circonio, es que se trabaja con un material más blando, lo que requiere menos esfuerzo en el tallado de la estructura, un menor estrés acumulado en el material y un menor desgaste de las fresas de tallado. Además el sistema de bloques presinterizados permite el tallado de 3-4 unidades por hora mientras el sistema de tallado de bloques densamente sinterizados sólo puede tallar una unidad por hora, aunque es preciso saber que las estructuras presinterizadas requieren un tiempo adicional tras el tallado para completar los procedimientos de sinterizado.<sup>(46)</sup>

## Introducción

---

Existen numerosos sistemas para la fabricación de puentes cerámicos de óxido de circonio, entre los cuales destacan el sistema CERCON, VITA-In Ceram YZ, IPS e.max ZirCAD, NobelProcera Zirconia, DC Zirkon y Lava.

## 1.4. PROPIEDADES MECÁNICAS DE LAS CIRCONAS Y DIFRACCIÓN DE RAYOS X

Para llevar a cabo las investigaciones es necesario conocer tanto la composición como el comportamiento de la circona como material cerámico. La compleja cristalografía del óxido de circonio juega un papel importante que va desde sus características intrínsecas, hasta el desarrollo comercial para aplicaciones viables de este material.

El óxido de circonio estabilizado con itrio presenta unas propiedades físicas y mecánicas características como se muestra en la siguiente tabla. (Tabla 1.1.)<sup>(47)</sup>

Propiedades	Y-TZP
% mol $Y_2O_3$	3
Densidad ( $g/cm^3$ )	6.05
Tamaño medio grano ( $\mu m$ )	0.2 – 0.4
Dureza (Vickers)	1200
Resistencia mecánica a flexión (MPa)	1000
Resistencia mecánica a compresión (MPa)	2000
Módulo elástico (GPa)	180
Tenacidad $K_{IC}$ ( $MPa \cdot m^{1/2}$ )	6 - 7
$K_{I0}$ ( $MPa \cdot m^{1/2}$ )	$\approx 3.5 \pm 0.2$

Tabla 1.1. Propiedades físicas y mecánicas de una cerámica inerte 3Y-TZP empleada en aplicaciones biomédicas.

## Introducción

A temperatura ambiente, el material se encuentra formado por una combinación de enlaces iónicos y covalentes así como una estructura heptacoordinada, algo bastante inusual producto de las grandes diferencias que hay entre los tamaños de los iones tanto de circonita como de oxígeno.

La perfecta estequiometría de este material es un ión de circonita y dos iones de oxígeno. A pesar que esta fórmula no se use en la industria, es muy común dopar a la circonita produciendo vacantes de oxígeno

La circonita pura a presiones atmosféricas, exhibe tres organismos polimórficos cristalinos bien definidos, denominados monocíclica, tetragonal y cúbica. (Fig.1.8.)

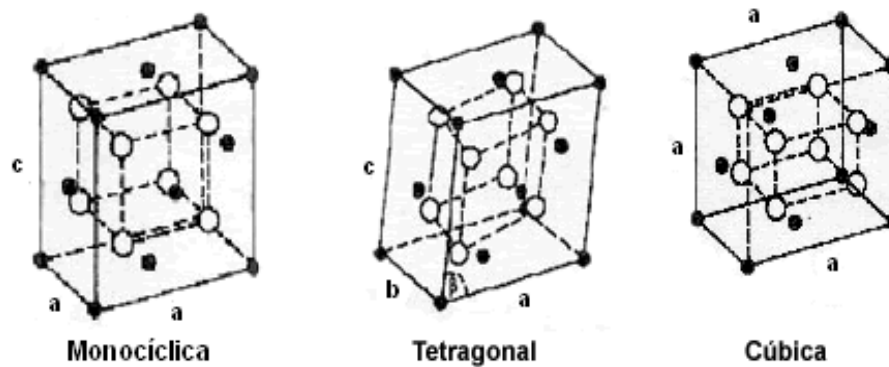


Fig. 1.8. Organismos polimórficos de la circonita.

### 1. CIRCONA CÚBICA

La circona cúbica posee una estructura tipo fluorita. Consta de un ión circona colocado en el centro de la estructura, coordinado con iones de oxígeno equidistantes. Esta fase es estable a temperaturas entre 2370 y 2680 °C.

### 2. CIRCONA TETRAGONAL

La estructura de la circona tetragonal deriva de la estructura de fluorita cúbica debido al movimiento de los iones oxígeno a lo largo de uno de los ejes cúbicos, que resulta de una distorsión tetragonal a lo largo de los ejes. Esta estructura se encuentra estable entre los 1200 y 2370 °C.

### 3. CIRCONA MONOCLÍNICA

Existen artículos<sup>(48, 49)</sup> que muestran que la estructura de la circona en fase monoclinica puede ser descrita por un sistema de siete enlaces Zr-O formando la armadura de la estructura.

La estructura consiste en capas poliédricas de coordinación triangular de tres enlaces Zr-O y cuatro enlaces tetraédricos distorsionados Zr-O. En total, existen siete iones oxígeno circundante a un ion de circona. Es por tanto una estructura tipo fluorita distorsionada, al igual que la fase tetragonal. Esta fase es la estable a temperatura menores de 1200°C.

Debido a que la forma termodinámicamente estable de la circona a temperatura ambiente es la fase monoclinica, ésta debe ser estabilizada en una de las fases estables a alta temperatura, ya sea la cúbica o la tetragonal, debido a que presentan mejores propiedades mecánicas, y así, poder ser usada como una cerámica estructural. Esto se puede conseguir mediante la formación de una solución sólida que prevenga la transformación a la fase monoclinica durante el enfriamiento posterior a la sinterización. Los óxidos más comúnmente empleados para tal fin son la magnesia (MgO), la itria (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) y la ceria (CeO<sub>2</sub>).<sup>(50-52)</sup>

## Introducción

---

En el sistema  $\text{ZrO}_2\text{-Y}_2\text{O}_3$ , como ya se conoce, es posible obtener cerámicas que a temperatura ambiente presenten sólo fase tetragonal (TZP). Este resultado fue publicado por primera vez por Rieth y cols.<sup>(53)</sup> y por Gupta y cols.<sup>(54)</sup> Estos materiales de TZP contienen aproximadamente 2-3 mol% de  $\text{Y}_2\text{O}_3$  y están totalmente compuestos por granos tetragonales. La fracción de fase tetragonal retenida a temperatura ambiente depende del tamaño de los granos, del contenido de itria y del grado de constreñimiento impuesto por la matriz. En la Tabla 1.1. se muestran algunas de las propiedades físicas y mecánicas de una cerámica inerte 3Y-TZP empleada en aplicaciones biomédicas.

La característica más importante de la circonita, en cuanto a su comportamiento mecánico, es su mecanismo de transformación de fase.

El mecanismo de transformación de fase se define como un aumento de la tenacidad de un material debida a una transformación en fase que se produce en los alrededores de una grieta que se está propagando. La tenacidad en un material se define como la resistencia que ofrece un determinado material para impedir la expansión de una fisura. Se deben cumplir algunos requisitos para que se produzca este efecto:

- En primer lugar el material debe tener una fase metaestable que se puede transformar en una fase más estable por la fuerza de tensiones internas debidas a la acción de la fisura.
- La transformación debe estar asociada a una modificación en el volumen. Esto adquiere una elevada importancia, ya que si se da la transformación en fase por un material, al producirse la grieta, cambia la estructura del material, de tal forma que se produciría un aumento del volumen cerrando la grieta e imposibilitando que ésta siga expandiéndose.

El aumento de tenacidad se produce debido a que la energía que de una forma se emplearía para producir un avance de la grieta, se emplea para producir cambios en la estructura del material. Por ese motivo, este efecto se produce en la superficie más cercana a la fisura.



## Introducción

---

Para evaluar la presencia de la cantidad de transformación que se ha producido en una determinada estructura de circonita se emplea el método de difracción de Rayos X.

Los Rayos X fueron descubiertos en 1895 por el físico alemán Roentgen (Fig.1.9.) y recibieron este nombre porque se desconocía su naturaleza en ese momento. A diferencia de la luz ordinaria, esa radiación era invisible pero viajaba en línea recta y ennegrecía las películas fotográficas de manera similar a como lo hacía la luz.

Sin embargo, esa radiación era mucho

más penetrante que la luz y podía atravesar el cuerpo humano, la madera, piezas delgadas de metal, etc. Esta propiedad encontró inmediatamente aplicación en la obtención de radiografías.

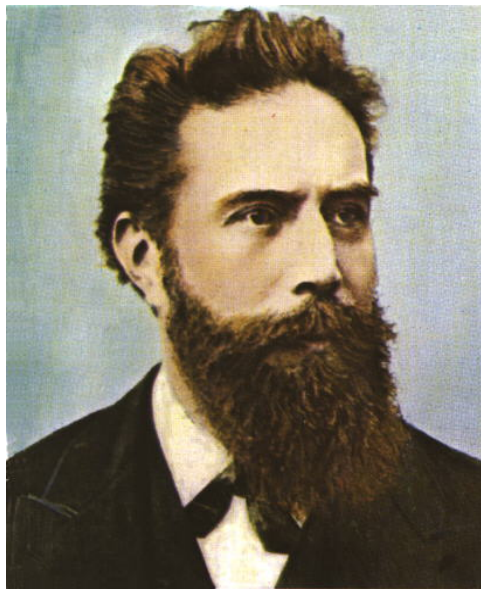


Fig. 1.9. Wilhelm Conrad Roentgen. Físico alemán descubridor de los Rayos X.

Las porciones menos densas de un material dejan pasar la radiación X en mayor proporción que las más densas, de esta forma es posible localizar la posición de una fractura en un hueso o una grieta en una pieza metálica.

En 1912 se estableció de manera precisa la naturaleza de los Rayos X. En ese año se descubrió la difracción de Rayos X en cristales y este descubrimiento probó la naturaleza de los Rayos X y proporcionó un nuevo método para investigar la estructura de la materia de manera simultánea.

Los Rayos X son una radiación electromagnética de la misma naturaleza que la luz pero de longitud de onda mucho más corta. La unidad de medida en la región de los Rayos X es el angstrom ( $\text{\AA}$ ), igual a 0.5-2.5  $\text{\AA}$

## Introducción

---

mientras que la longitud de onda de la luz visible está en el orden de 6000 Å.

Los modelos de transformación tenaz hacen predicciones sobre como contribuye al aumento de tenacidad. Una forma de verlo es con un balance de energía.

En este modelo se considera que en un momento “t” se ha producido ya alrededor de la grieta una transformación. Un supuesto incremento de longitud de grieta ( $\delta a$ ), transformaría la zona del material que se encuentra por delante de la misma en las zonas que aún no han sido afectadas por un cambio de fase.

La energía que se produce en el aumento de la grieta, es igual a la del cambio de fase, para transformar un material de anchura h. La ecuación de la energía liberada en el cambio de fase quedaría como:  $\Delta G = 2V_f \epsilon^t \sigma_c h$

En donde  $\sigma_c$  es la tensión hidrostática de transformación. Estos modelos predicen que el estado estacionario se alcanza para un aumento de la longitud de la grieta de cinco veces la anchura de la forma transformada. <sup>(55)</sup>

La difracción de Rayos X es una técnica muy versátil, no destructiva que revela información muy detallada sobre la composición de un material y la estructura cristalográfica que presenta. Se puede emplear, no sólo para determinar la separación de la capa atómica, sino también para determinar la ubicación de los átomos.

La difracción de Rayos X se basa en la ley de Bragg. Los Rayos X son una radiación similar a la luz pero con una longitud de onda mucho más corta. Se produce cuando partículas cargadas eléctricamente con la suficiente energía, son deceleradas al chocar contra un blanco metálico (el ánodo).

Si un incidente haz de Rayos X se encuentra con una red cristalina, la dispersión en general se produce. A pesar de que la mayor dispersión interfiere consigo misma eliminándose (interferencia destructiva), la

## Introducción

difracción ocurre cuando la dispersión en una dirección determinada se encuentra en fase con los rayos dispersos de otros planos atómicos.

La relación de difracción que se produce se conoce como la ley de Bragg.<sup>(56)</sup>

$$2d(\sin\theta) = \lambda_0 n$$

En donde “n” es un número entero,  $\lambda_0$  es la longitud de onda de los Rayos X, d es la distancia entre los planos de la red cristalina y  $\theta$  es el ángulo entre los rayos incidentes y planos de dispersión.

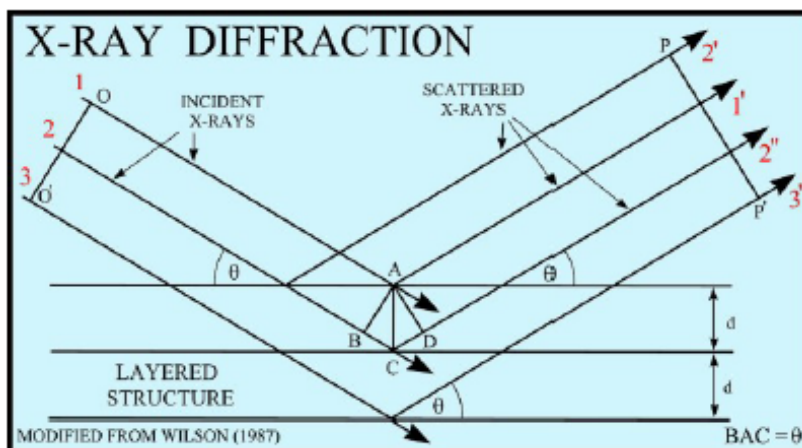


Fig. 1.10. Esquema de la difracción Rayos

La geometría básica de un difractómetro de Rayos X consiste en una fuente de radiación monocromática y un detector situado en la circunferencia que tiene como centro la muestra a estudiar.

En este caso, el detector de Rayos X y la fuente de radiación giran de forma simétrica ya que la técnica estudia la cantidad de radiación absorbida por el receptor cuando varía el ángulo desde un punto a otro, en función de la muestra que se quiera estudiar, y del ángulo interesado de los que esa muestra difracte. (Fig.1.10.)





## 2. **HIPÓTESIS DE TRABAJO**



## Hipótesis de trabajo

---

Actualmente el continuo desarrollo de tecnologías y materiales en el campo de la Odontología hace que surjan nuevas técnicas que nos permiten mejorar las características de nuestras restauraciones de prótesis fija. La búsqueda de la estética y la biocompatibilidad sin perder la resistencia a la fractura son los objetivos que buscan los materiales cerámicos que están surgiendo en el mundo odontológico.

Hasta el momento parece ser que el óxido de circonio es la cerámica que mejor cumple estos requisitos. Sin embargo, son muchos los sistemas que fabrican estas restauraciones de óxido de circonio y todavía hoy en día no está claro si las restauraciones con óxido de circonio son óptimas para su aplicación clínica comparables incluso a las clásicas restauraciones metal-cerámica.

El mecanismo de transformación de fase del óxido de circonio es una de las características que hace que este material pueda ser empleado favoreciendo la detención del avance de las grietas que puedan producirse, sin embargo, también se le atribuye un envejecimiento con el tiempo debido a esta misma cualidad.

Ante la necesidad de obtener resultados claros en cuanto al tipo de óxido de circonio empleado, la resistencia a la fractura de las restauraciones y su aplicación a la clínica y a establecer la importancia del mecanismo de transformación de fase ante el comportamiento del óxido de circonio en situaciones de estrés mecánico, se desarrollaron las siguientes hipótesis nulas (H<sub>0</sub>):

1. No existirán diferencias en la resistencia a la fractura entre los distintos sistemas de zircona analizados.
2. No existirán diferencias en la resistencia a la fractura de las estructuras antes y después del recubrimiento cerámico.
3. No existirán diferencias en la transformación de fase antes y después del recubrimiento cerámico.







# **3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS**



La estética dental ha sido un objetivo a lo largo de la historia, pero no es hasta finales del siglo XIX y comienzos del siglo XX cuando se introducen como material restaurador estético las cerámicas, siendo en la actualidad el material más estético del que se dispone en Odontología. Las primeras cerámicas presentaban diversos inconvenientes, por lo que en la década de 1960 se introdujeron las restauraciones ceramometálicas, que aún en nuestros días siguen siendo las restauraciones de prótesis fija más utilizadas, debido a su buen pronóstico a largo plazo. Sin embargo, este tipo de restauraciones presenta el problema de que su infraestructura metálica no permite una adecuada reflexión de la luz.

Por ello y dado que las demandas de estética por parte de los pacientes son cada vez más elevadas, las investigaciones en el campo de las cerámicas han sido incesantes hasta la actualidad en busca del material cerámico ideal desde el punto de vista de la estética, del sellado marginal y sobre todo de la resistencia mecánica.

Debido a estos hechos, en las dos últimas décadas las investigaciones están centradas en los sistemas cerámicos a base de óxido de circonio parcialmente estabilizado y procesados mediante tecnología CAD/CAM. Sin embargo, debido a su reciente introducción, las investigaciones, tanto *in vivo* como *in vitro*, sobre las prótesis parciales fijas en los sectores posteriores aún no son suficientes y existen muchas discrepancias entre los diferentes estudios.

El análisis microestructural de los óxidos de circonio de las principales casas comerciales así como el estudio de la influencia del mecanismo de transformación de fase en el comportamiento del óxido de circonio son factores a tener en cuenta en las investigaciones actuales sobre el óxido de circonio.

## Justificación y objetivos

---

Los objetivos planteados en el presente trabajo de investigación fueron los siguientes:

1. Analizar la microestructura y las propiedades mecánicas de los sistemas de circonita analizados.
2. Evaluar la resistencia a la fractura de las estructuras de circonita y metálicas en puentes posteriores de tres unidades.
3. Evaluar la resistencia a la fractura de las estructuras de circonita y metálicas con el recubrimiento cerámico en puentes posteriores de tres unidades.
4. Comparar la resistencia a la fractura de las estructuras de circonita y metálicas antes y después del recubrimiento cerámico.
5. Analizar mediante difracción de Rayos X el porcentaje de transformación de fase antes y después del recubrimiento cerámico.

The background of the slide features a large, faint, circular seal of the Complutense University of Madrid. The seal contains a central shield with various heraldic symbols, including a cross and a crown. The shield is flanked by two figures, possibly angels or saints, holding up the shield. The entire seal is encircled by a Latin inscription: "VNIuersitas Complutensis Matritensis".

# **4. MATERIAL Y MÉTODO**



## Material y método

---

Como resumen, en el presente estudio se compararon las clásicas restauraciones metal-cerámica con tres de los actuales sistemas cerámicos de circonia del mercado. Antes de comenzar el estudio con las restauraciones se llevó a cabo un análisis previo para la EVALUACIÓN DE LA MICROESTRUCTURA Y LAS PROPIEDADES MECÁNICAS de los óxidos de circonio empleados en cada uno de los tres sistemas.

Una vez hecho esto se procedió al desarrollo del trabajo con las restauraciones dentales, se confeccionaron ochenta probetas de acero inoxidable, veinte del grupo metal-cerámica, veinte del grupo Lava™ All Ceramic System (3M-ESPE), veinte del grupo IPS e.max® ZirCAD (Ivoclar Vivadent) y veinte del sistema VITA In-Ceram® YZ (Vita Zahnfabrik).

En cada uno de los grupos se dividieron de forma aleatoria las veinte probetas en dos subgrupos (n=10). Sobre uno de ellos se confeccionaba únicamente la estructura del sistema correspondiente mediante colado en el caso de las restauraciones metal-cerámica y con tecnología CAD/CAM en el caso de las estructuras de circonia. El otro grupo incluía el puente completo con la estructura más la cerámica de recubrimiento correspondiente a cada sistema.

Para evaluar la RESISTENCIA A LA FRACTURA se confeccionó una pletina y un empujador de acero, y se realizó un ensayo de flexión a tres puntos empleando para ello una máquina de tracción-compresión de la empresa española Servosis.

Para terminar se llevó a cabo la DIFRACCIÓN DE RAYOS X de todos los tipos de muestras a fin de evaluar la influencia del recubrimiento cerámico y de la fractura producida por los ensayos de flexión en el porcentaje de transformación de fase presente en las restauraciones de los diferentes sistemas de óxido de circonio empleados.

Por último se analizaron estadísticamente los resultados obtenidos.

## **4.1. EVALUACIÓN DE LA MICROESTRUCTURA Y PROPIEDADES MECÁNICAS DE LAS CIRCONAS EMPLEADAS**

---

Antes de comenzar con el presente estudio comparando la resistencia a la fractura de diferentes sistemas cerámicos se llevó a cabo el análisis del óxido de circonio empleado por cada uno de los sistemas así como la resistencia previa que presentaban cada uno de ellos para poder establecer una comparativa entre los óxidos de circonio de las distintas casas comerciales.

El presente estudio fue llevado a cabo por el Dr. J.F. Bartolomé en el Instituto de Ciencia de Materiales de Madrid (ICMM) perteneciente al Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC).

Los objetivos de dicho trabajo fueron los siguientes:

1. Análisis microestructural de los núcleos de óxido de circonio.
2. Análisis de las propiedades mecánicas:
  - a. Dureza y tenacidad mediante el método de indentación.
  - b. Resistencia a la fractura mediante ensayos de flexión biaxial.

### **4.1.1. MATERIALES**

---

Los materiales de óxido de circonio comerciales a evaluar son:

- Lava™ AllCeramic System (3M ESPE)
- IPS e.max® ZirCAD (Ivoclar Vivadent)
- VITA InCeram® YZ (VITA Zahnfabrik)



## **4.1.2. ESTUDIO MICROESTRUCTURAL**

---

Se confeccionaron probetas planoparalelas con un espesor de 1.8mm a partir de bloques de óxido de circonio presinterizados de las diferentes casas comerciales, mediante una microcortadora metalográfica de precisión (MICROMET, Remet) con disco de diamante. (Fig. 4.1.)

Estas muestras, una vez cortadas fueron sinterizadas de acuerdo a los ciclos establecidos por cada fabricante en sus hornos.

Posteriormente un grupo de estas muestras sinterizadas se trató térmicamente según los ciclos de cocción que se utilizan para las cerámicas de recubrimiento, según marca cada casa comercial.

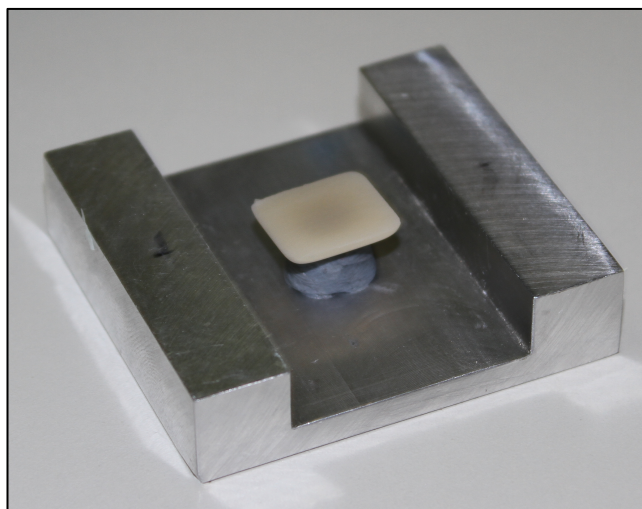


Fig. 4.1. Probeta planoparalela del sistema Lava™ AllCeramic System.

Muestras de los dos grupos (sinterizadas y sinterizadas + ciclos de cocción) fueron embutidas en resina epoxi (Buehler) y pulidas hasta 1 micra mediante una pulidora automática (PHOENIX BETA) utilizando diferentes suspensiones de diamante.

## Material y método

---

Posteriormente fueron atacadas térmicamente a 1300°C durante 30 minutos. Las probetas pulidas se analizaron mediante microscopía electrónica de barrido con cátodo de emisión de campo de bajo vacío (FE-SEM, FEI Nova NANOSEM 230) (Fig. 4.2.). El tamaño medio de grano se calculó mediante el método de intersección lineal sobre micrografías representativas.



Fig. 4.2. Microscopio electrónico FE- SEM, FEI Nova NANOSEM 230.

### 4.1.3. ESTUDIO DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS: DUREZA Y TENACIDAD

Se calculó la dureza y la tenacidad mediante el método de indentación Vickers sobre superficies pulidas de los materiales. Para el cálculo de la dureza se utilizó una carga de 1 Kg y para el cálculo de la tenacidad 50 Kg con el objeto de que se formaran grietas con un tamaño lo suficientemente grande para aplicar la formula de Miranzo y Moya.<sup>(57)</sup>

#### Indentación Vickers

Una de las técnicas más comunes en la caracterización de las propiedades mecánicas de los materiales cerámicos es el ensayo de microdureza Vickers. En este tipo de ensayo, un penetrador que consta de una punta de diamante de geometría piramidal con un vértice de  $136^\circ$  genera una impronta en la superficie pulida de la muestra por la aplicación de una carga. (Figs. 4.3. y 4.4.)

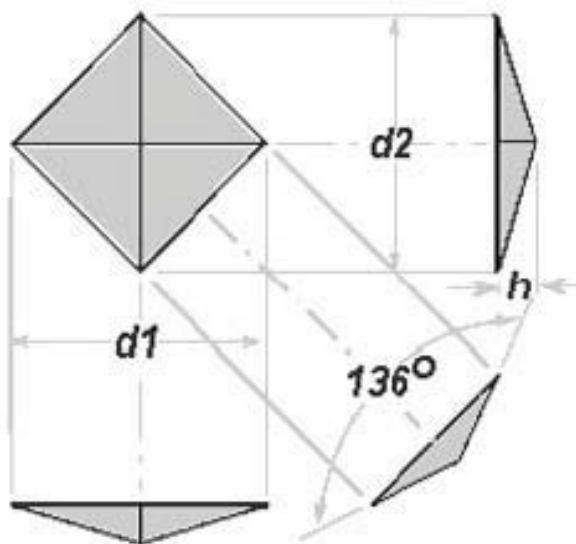


Fig. 4.3. Esquema de un penetrador Vickers. La profundidad de penetración es  $1/7$  de la diagonal.

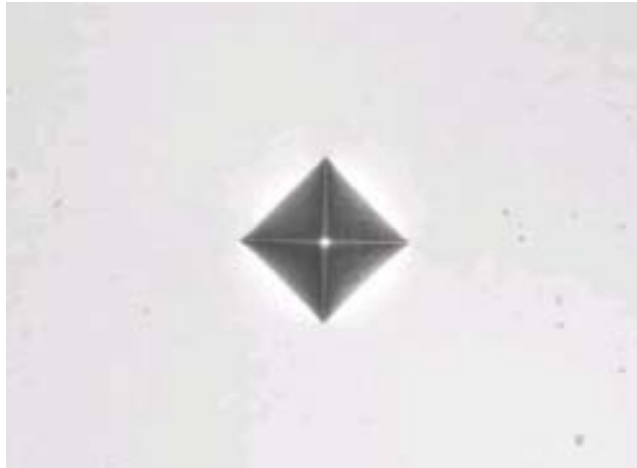


Fig. 4.4. Micrografía de una huella tras la indentación.

La marca resultante se observa al microscopio óptico donde se miden las diagonales  $d_1$  y  $d_2$  de la huella. La dureza Vickers,  $H_V$ , se calcula a partir de la carga aplicada  $P$  (en N) y las diagonales de la huella  $d_1$  y  $d_2$  en m:

$$H_V = \frac{1.853 \cdot P}{d_1 \cdot d_2}$$

Los ensayos de dureza en los materiales cerámicos suelen presentar algunos problemas debido a su naturaleza frágil, que lleva a la formación de grietas que se propagan por debajo de la superficie e incluso a que el material se “desconche” bajo cargas de indentación altas, destruyendo la muestra. Esto ocurre debido a que se supera el límite elástico del material, produciéndose una deformación irreversible. Sin embargo, controlando la carga utilizada en el ensayo, es posible conseguir tanto huellas libres de grietas como grietas locales, que surgen de los vértices de la impronta, de las que se pueden estimar los valores de tenacidad.

En los planos centrales, debajo de la impronta, se pueden encontrar dos geometrías de las tensiones creadas durante el ensayo: el sistema de grietas Palmqvist y el semicircular. En el primer caso, las grietas laterales tienen una longitud aproximadamente menor de un 20 % en el plano central que en el superficial y suele producirse a un nivel de carga baja como para hacer crecer la grieta lo suficiente. Cuando la carga es alta, la deformación plástica deja una impresión aproximadamente semiesférica. (Fig. 4.5.)

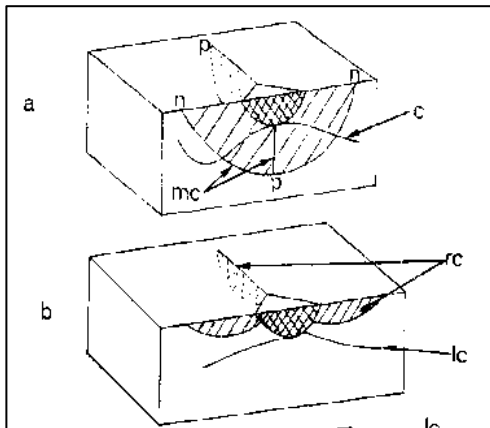


Fig. 4.5. (a) Esquema de una fisura semicircular y (b) tipo Palmqvist generadas por indentación Vickers. Las zonas rayadas indican la extensión de la deformación generada al indentar los materiales.

Una de las expresiones que relaciona la tenacidad  $K_{IC}$  con la carga y la longitud de las grietas fue desarrollada por Miranzo y cols.:

$$K_{IC} = \frac{0.047 \cdot P}{(d^{0.42} \cdot c^{1.08}) \left[ f\left(\frac{E}{H_v}\right) \right]} ; \quad c/d > 2.8$$

$$K_{IC} = \frac{0.0232 \cdot P}{(d \cdot c^2) \left[ f\left(\frac{E}{H_v}\right) \right]} ; \quad c/d < 2.8$$

Donde

$$\left[ f\left(\frac{E}{H_v}\right) \right] = \frac{0.768 \left( \frac{E}{H_v} \right)}{0.05 + 0.612 \cdot \ln\left(\frac{E}{H_v}\right)} - 2$$

Siendo  $H_v$  la dureza Vickers del material, según la ecuación,  $P$  la carga aplicada,  $E$  el módulo elástico,  $d$  la media de las diagonales de la huella y  $c$  la longitud de la grieta.

## Material y método

El indentador usado para la obtención de las medidas de dureza fue un LECO modelo 100-A. Para cada muestra, se realizaron 30 indentaciones, por lo tanto se midieron las longitudes de 60 diagonales para obtener una buena media de valores representativos de la dureza y tenacidad del material. Para la medición de las grietas generadas con 50 Kg se utilizó un microscopio óptico de luz reflejada (LEICA DMRM) (Fig. 4.6.) con cuatro objetivos de aumentos 5x, 10x, 20x y 50x que tiene acoplada una cámara de video para la captura de imágenes. A modo de ejemplo se presenta una de estas indentaciones en el material Lava a continuación. (Fig. 4.7.)



Fig. 4.6. Microscopio óptico LEICA DMRM para medir las grietas generadas con 50kg.

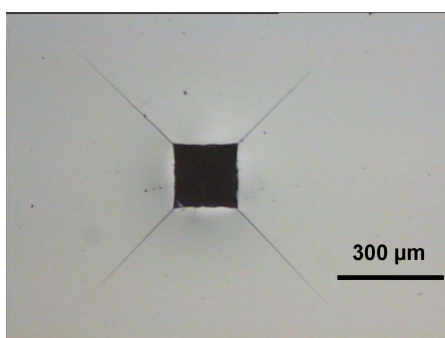


Fig. 4.7. Micrografía óptica donde se muestra una huella de indentación en la muestra Lava realizada con 50Kg de carga.

## Material y método

En el caso de las muestras indentadas con una carga de 1 Kg se caracterizaron mediante microscopía electrónica de barrido (Phenom™ G2 pro SEM 5 Kv)(Fig. 4.8.). A continuación se muestra una huella realizada sobre una muestra de Lava. (Fig. 4.9.)

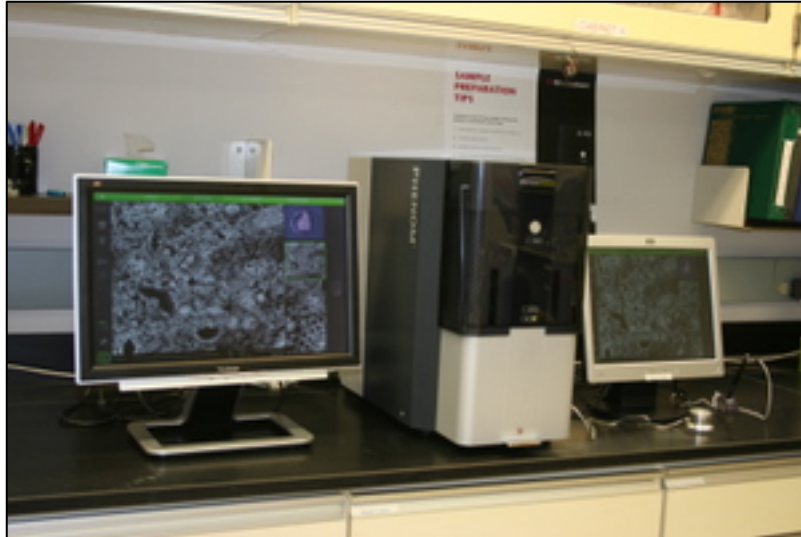


Fig. 4.8. Microscopio electrónico Phenom™ G2 pro SEM 5kv para medir las grietas generadas con 1kg.

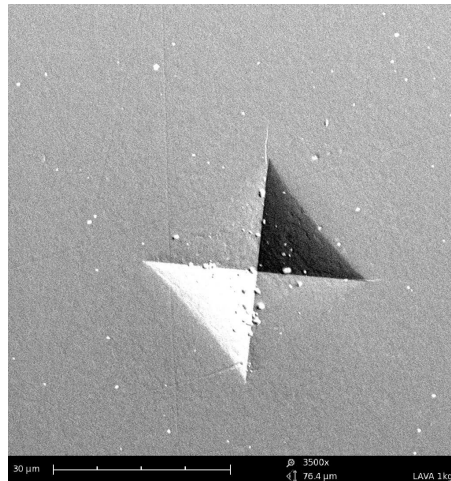


Fig. 4.9. Micrografía de microscopía de barrido donde se muestra una huella de indentación en la muestra Lava realizada con 1 Kg de carga.



## 4.1.4. RESISTENCIA A FLEXIÓN BIAxIAL

Los ensayos mecánicos de resistencia a la flexión biaxial se realizaron a temperatura ambiente en aire en una máquina de ensayos mecánicos Shimadzu, equipada con una célula de carga de 5 kN de fuerza máxima, de acuerdo con los estándares internacionales (ISO 6872). Las muestras sinterizadas y sinterizadas + ciclos de cocción con un espesor aproximado de 1.2 mm se sitúan de manera concéntrica sobre tres bolas de acero de diámetro 3.2 mm, situadas a 120° en una circunferencia de 10 mm de diámetro. Las probetas se cargaron con un estilete plano de 1.2 mm de diámetro a una velocidad de aplicación de carga constante de 1 mm/min, hasta la fractura. (Fig. 4.10.)

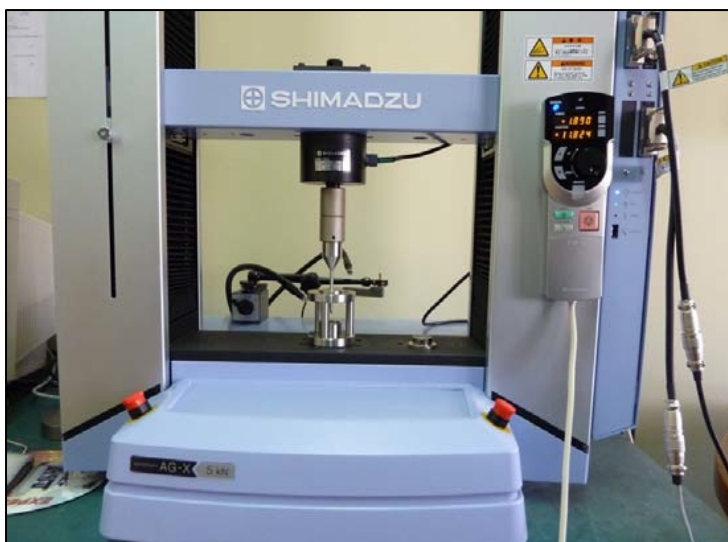


Fig. 4.10. Máquina de ensayos mecánicos Shimadzu, equipada con una célula de carga de 5 kN y dispositivo de ensayo biaxial según norma ISO 6872.



## **4.2. ANÁLISIS DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DE PUENTES POSTERIORES DE TRES PIEZAS**

---

### **4.2.1. CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS**

---

Para la realización del presente trabajo de investigación se confeccionaron 80 probetas mecanizadas de acero que simulan un puente dental de tres piezas (dos pilares y un pónico)(Fig. 4.11.)

Todas ofrecen preparaciones estándar con idénticas cualidades físicas en cuanto al material del que se componen.

Las probetas fueron realizadas en el Taller Mecánico de Apoyo a la Investigación de la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Complutense de Madrid (U.C.M.). Cada probeta consta de tres partes, dos muñones y una base, unidas mediante dos tornillos.

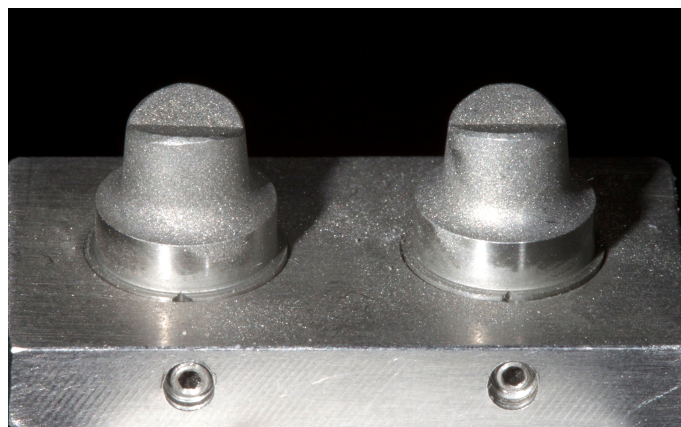


Fig. 4.11. Probeta mecanizada de acero.

### 4.2.1.1. MUÑONES

Se confeccionaron 160 muñones que simulaban un premolar tallado para pilar de prótesis fija con un contorno circular. Se realizaron los muñones en acero inoxidable, que ofrece la suficiente resistencia a la deformación frente a las fuerzas que se les iba a someter. (Fig. 4.12.)



Fig. 4.12. Detalle del muñón mecanizado

En los muñones confeccionados se pueden distinguir tres partes: (Fig. 4.13.)

- *Pie*: forma circular con un diámetro de 9mm y una altura de 2.5mm.
- *Zona intermedia*: forma circular con una altura 2.5mm.
- *Zona noble*: Tiene una forma de premolar tallado con las siguientes características:
  - Altura de 5 mm en la zona más alta de la cúspide y de 4mm en el surco central.
  - Línea de terminación del margen gingival en chamfer de 120 grados y 1mm de profundidad en todo el contorno.
  - Conicidad de los pilares de 6°.
  - Todos los ángulos vivos fueron redondeados.
  - La altura total de los muñones era de 10 mm, mientras que la altura clínica de los muñones era de 5mm en la zona más alta de la cúspide.



Fig. 4.13. Vista de los muñones desde diferentes perspectivas.

### 4.2.1.2. BASES

Se confeccionaron ochenta bases en acero con unas dimensiones de 30x17x4.5 mm (Fig. 4.14.). Sobre ellas se colocaron los dos muñones con una distancia de 7 mm entre sí sobre los que se fabricarán puentes de tres piezas con un pónico intermedio.

La cara lateral de las bases lleva dos tornillos a los que irán fijados los muñones para mantener éstos en una posición ideal. (Fig. 4.15.)



Fig. 4.14. Bases de  
acero.



Fig. 4.15. Atornillado de los  
muñones a la base.

Los muñones fueron chorreados con partículas de óxido de aluminio de 100µm (Ivoclar®) para eliminar los brillos del acero y permitir una lectura correcta de los escáneres. (Fig. 4.16.)



Fig. 4.16. Chorreado de  
una probeta con óxido de  
aluminio de 100µm.

## 4.2.2. CLASIFICACIÓN Y NUMERACIÓN DE LAS PROBETAS

---

Las probetas se dividieron aleatoriamente en cuatro grupos de 20 especímenes cada uno según el material a analizar.

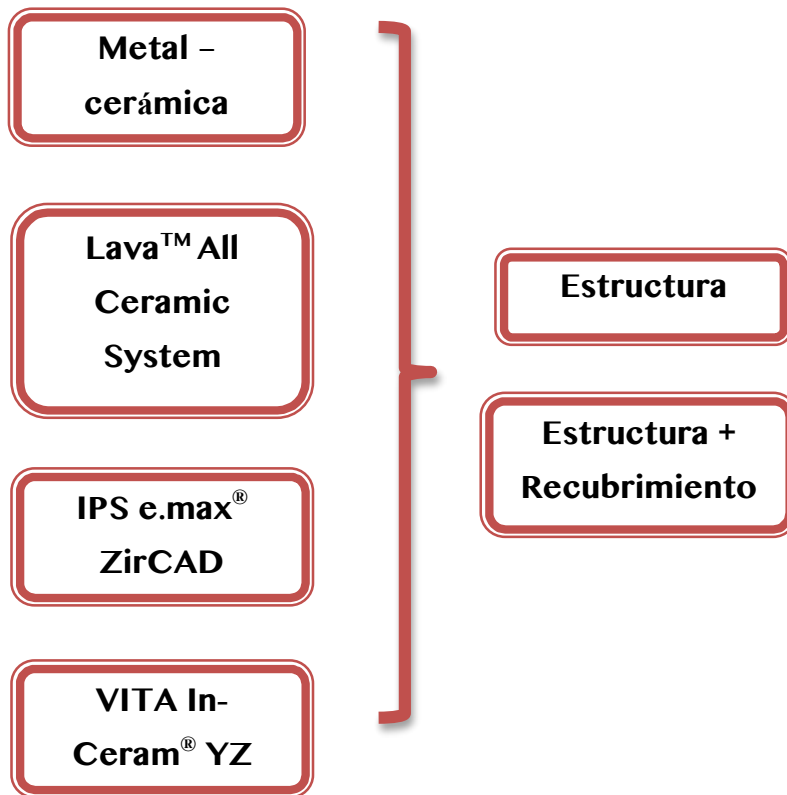
Cada grupo se dividió a su vez en dos subgrupos de 10 especímenes cada uno.

1. Subgrupo N: Estructuras.
2. Subgrupo T: Estructuras con recubrimiento cerámico.

Con lo cual, los grupos quedarían de la siguiente manera:

- **Grupo MCN:** estructuras de metal colado. (Grupo control)
- **Grupo MCT:** estructuras de metal con la cerámica de recubrimiento. (Grupo control)
- **Grupo LN:** estructuras de Lava™ All Ceramic System.
- **Grupo LT:** estructuras de Lava™ All Ceramic System con cerámica de recubrimiento.
- **Grupo ZZN:** estructuras de IPS e.max® ZirCAD.
- **Grupo ZZT:** estructuras de IPS e.max® ZirCAD con cerámica de recubrimiento.
- **Grupo YZN:** estructuras de VITA In-Ceram® YZ.
- **Grupo YZT:** estructuras de VITA In-Ceram® YZ con cerámica de recubrimiento.

El primero de los grupos se trata de puentes metal-cerámica fabricados mediante la técnica de colado convencional. Los tres sistemas cerámicos tienen como características comunes que su composición es el óxido de circonio y la tecnología de confección es mediante técnicas CAD/CAM.



### **4.2.3. CONFECCIÓN DE LAS ESTRUCTURAS**

---

Para evitar errores propios del trabajo en clínica se suprimieron los pasos de impresión y vaciado, los propios muñones actuaban como modelos para ser encerados o escaneados. La confección de las restauraciones fue llevada a cabo por un técnico especializado en cada uno de los sistemas.

---

#### **4.2.3.1. CONFECCIÓN DE LOS ESTRUCTURAS METÁLICAS**

---

La fabricación de las estructuras metálicas se realizó de manera convencional, por lo que en primer lugar se procedió al encerado de la estructura.(Fig. 4.17.)

A continuación se fabricó el cilindro de revestimiento (Fig. 4.18.) El material de revestimiento fue Vestofix (DFS GMBH, Alemania). Es un revestimiento de fosfato libre de grafito. Se mezcló al vacío durante 60 segundos siguiendo las instrucciones del fabricante. Se vertió sobre el cilindro (Fig. 4.19.). Posteriormente se introdujo el cilindro en el horno de precalentamiento con una velocidad de calentamiento de 2-5°C/minuto. La temperatura de calentamiento era 900-950°C. (Fig. 4.20.)

La aleación empleada fue Ugirex C (Ugin Dentaire, France) cuya composición es: Co 62 %, Cr 31%; Mo 4%, Si 2,2% y trazas de Fe, Mn y W. (Fig. 4.21.)

Para el colado se empleó la máquina de colar Jeltrus Infinity L30 (Whip Mix) de vacío-presión con calentamiento por inducción.



## Material y método

Una vez coladas las estructuras se procede al repasado de cada una de ellas, que consiste en individualizar las estructuras y pulirlas para eliminar las aristas y rugosidades presentes. (Figs. 4.22., 4.23., 4.24. y 4.25.)

La sistemática descrita se repitió hasta elaborar las diez estructuras metal-cerámica requeridas para la realización de esta investigación; siendo llevado a cabo por el mismo operador en todos los casos en el laboratorio Dident S.L. (Madrid).

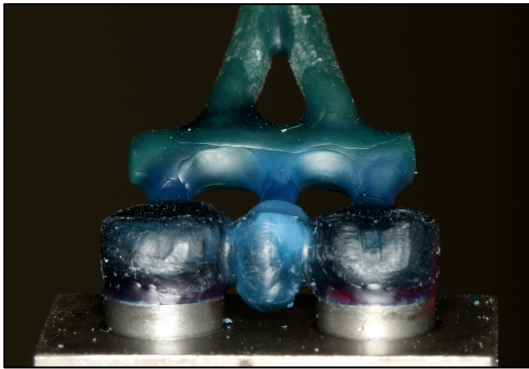


Fig. 4.17. Encerado de la estructura metálica.



Fig. 4.18. Revestimiento del encerado.

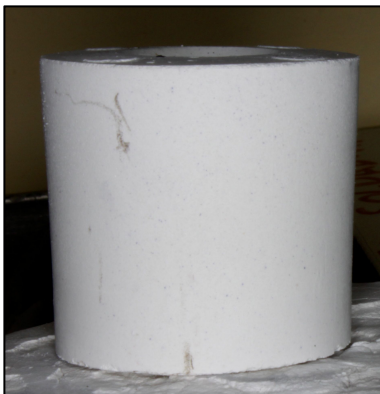


Fig. 4.19. Cilindro de revestimiento.

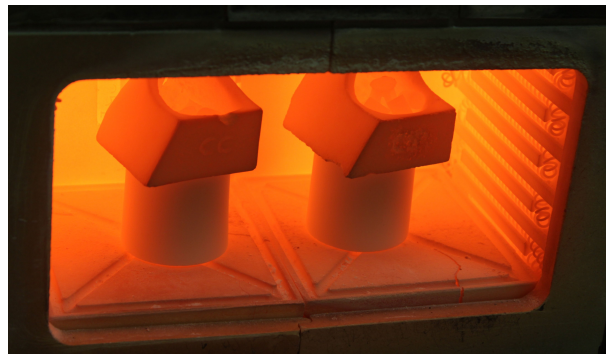


Fig. 4.20. Horno para el revestimiento.





Fig. 4.21. Aleación empleada.



Fig. 4.22. Máquina y horno de colado.

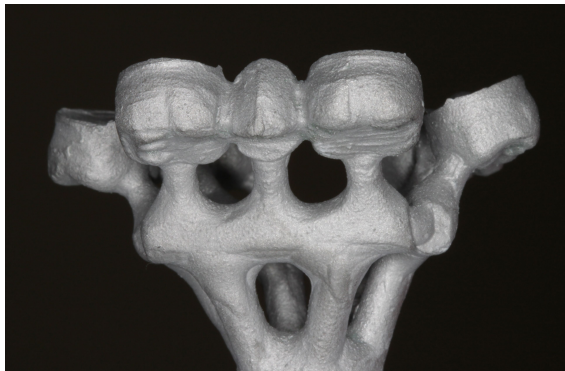


Fig. 4.23. Estructuras coladas.

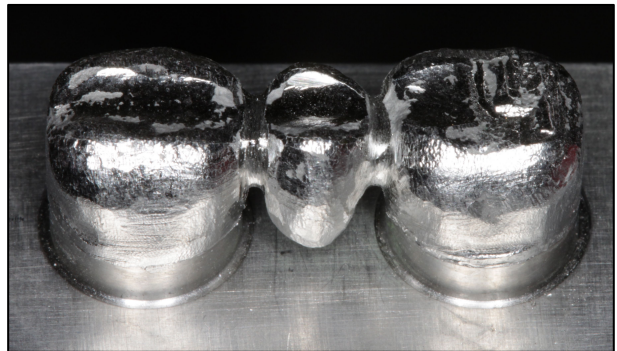


Fig. 4.24. Estructura metálica repasada.



Fig. 4.25. Estructura metálica terminada.

### **4.2.3.2. CONFECCIÓN DE LAS ESTRUCTURAS LAVA™ ALL CERAMIC SYSTEM**

---

El sistema Lava™ All Ceramic System (3M ESPE, Seefeld, Alemania) consta de dos porcelanas, una de alta resistencia para el núcleo (Lava™ System Frame), compuesta de circonita policristalina tetragonal parcialmente estabilizada con óxido de itrio (Y-TPZ= yttria tetragonal zirconia polycrystals), y otra de elevada estética (feldespática), desarrollada específicamente para el recubrimiento de las estructuras de óxido de circonio (Lava™ Ceram).

La confección de los núcleos comenzaba con el escaneado de los muñones mediante el Lava™ Scan (3M ESPE) que consiste en un escáner óptico conectado a un PC con su monitor que contiene el software para el diseño de la estructura, el Lava™ System 3.01(CAD) para Windows®. Las probetas se colocaban en el explorador, de tal manera que los pilares y el espacio edéntulo eran registrados automáticamente y se mostraban en el monitor como imagen tridimensional. (Fig. 4.26.)

Una vez obtenido el modelo tridimensional se procedió al diseño de la restauración con la aplicación “diseño de la estructura” del software Lava™ CAD. (Fig. 4.27.) Mediante la herramienta “definir límite de la preparación” el programa localiza el margen de la restauración primero en un muñón y luego en el otro.

A continuación se procedió a la selección del espesor de las cofias. El grosor estándar de las cofias Lava™ Frame es de 0,5 mm, siendo este valor el empleado para el presente estudio. El programa generó, de forma automática, el espacio de alivio para el cemento, siendo el seleccionado en el presente trabajo de (50µm).

Una vez diseñadas las cofias de los pilares, se recurrió a la biblioteca virtual del programa para seleccionar el pónico adecuado de la “tabla

internacional de elemento puente”. En el presente trabajo se seleccionó la pieza pónico número 15. Tras ello, el programa unió las tres piezas mediante los conectores, empleándose el tamaño estándar de 9.01 mm.

Ya completado el diseño se seleccionaba de forma adecuada el bloque sinterizado de zircona que iba a ser fresado. (Fig. 4.28.)

La estructura se diseñaba un 20% más grande para compensar la contracción de sinterización.

El fresado se realizaba con el Lava™ Form (3M ESPE) a partir del bloque de zircona presinterizado. La velocidad media de fresado para un puente de 3 piezas era de 60 minutos. (Fig. 4.29.)

Tras el fresado se separaba la estructura de tres piezas del soporte del bloque de óxido de circonio con una turbina sin ejercer presión, procediendo después al repasado de la estructura con un pulidor a baja velocidad para eliminar las ranuras o cantos agudos existentes.

Una vez que la estructura era repasada, se procedió a la sinterización. Se introdujo en el horno de sinterizado Lava™ Therm (3M ESPE), y se puso en marcha el programa de sinterización, proceso que duraba aproximadamente 11 horas incluidas las fases de calentamiento y enfriamiento. Una vez finalizado el proceso las estructuras alcanzaban las dimensiones exactas. (Fig. 4.30.)

La sistemática descrita se repitió hasta elaborar las veinte estructuras de puentes Lava™ All Ceramic System requeridos para la realización de esta investigación, siendo llevado a cabo por el mismo operador en todos los casos en el laboratorio Prótesis S.A. (Madrid). Así se obtuvieron diez probetas con los núcleos y otras diez sobre las que posteriormente se colocará la cerámica de recubrimiento.

## Material y método



Fig. 4.26. Escáner óptico  
Lava™ Scan.

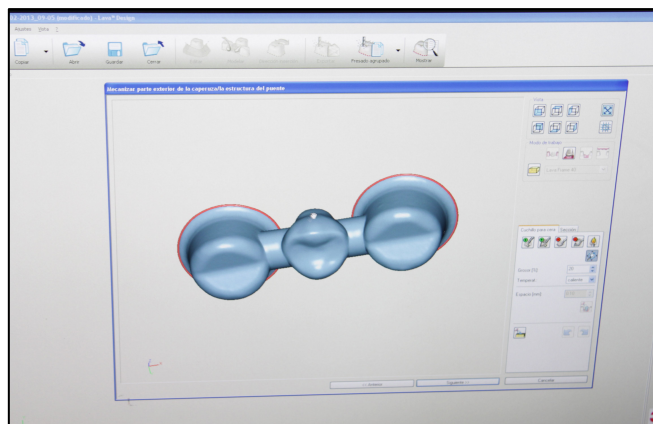


Fig. 4.27. Diseño de la estructura  
mediante el software Lava™ CAD.

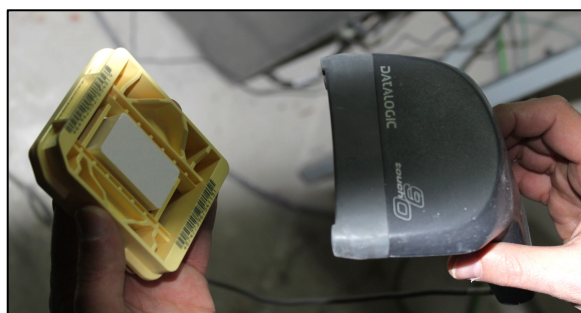


Fig. 4.28. Selección del bloque  
presinterizado de óxido de circonio.



Fig. 4.29. Fresadora Lava™ Form.

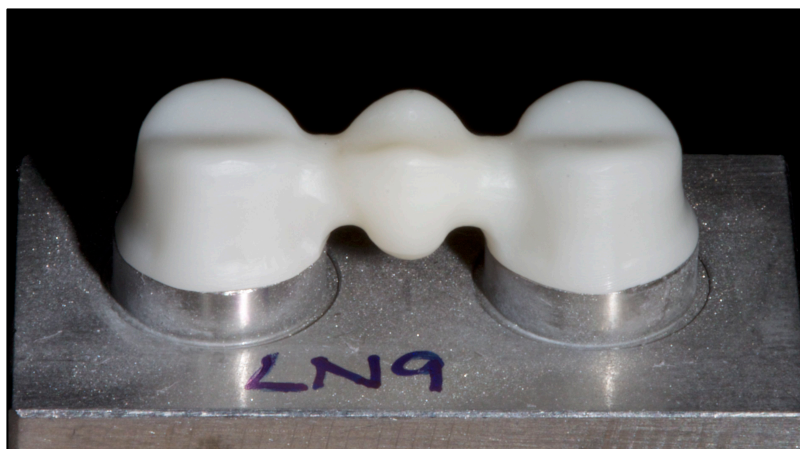


Fig. 4.30. Estructura terminada del sistema Lava™ All Ceramic System.

### **4.2.3.3. CONFECCIÓN DE LAS ESTRUCTURAS IPS E.MAX® ZIRCAD**

---

El sistema cerámico IPS e.max® ZirCAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), utiliza una cerámica circoniosa de alta temperatura de sinterización, confeccionada mediante técnicas CAD/CAM que luego es recubierta con la cerámica IPS e.max® Ceram (Ivoclar Vivadent), porcelana feldespática de alta resistencia y baja fusión, confeccionada mediante la técnica de capas.

Para el escaneado, diseño y mecanización de estos puentes, se emplea el sistema CAD/CAM InLab, (Sirona, Bensheim, Alemania) que consta de una unidad de escaneado InEos, (escáner óptico) y una unidad de fresado, inLab.

La confección de los núcleos de IPS e.max® ZirCAD comenzaba con la digitalización de la superficie de los muñones mediante el escáner InEos (Sirona), conectado a un PC con el software para el diseño de las estructuras. (Fig. 4.31.)

Una vez registrada la forma de los pilares y del espacio edéntulo, se procedió al diseño de las estructuras mediante el programa informático CAD Framework 3D software (Sirona). (Fig. 4.32.)

Tras evaluar la imagen digital, se delimitó la línea de terminación en ambos muñones y se determinó el grosor de la estructura. En el presente estudio se mantuvieron los espesores de las estructuras establecidos por el sistema para puentes posteriores de tres unidades: 0,7 mm de grosor a nivel de la superficie oclusal y 0,5 a nivel de las paredes axiales. Se generó un espacio de alivio de 50 µm para el agente cementante.

Tras ello, se procedió a la selección de la pieza pónico. Y a continuación se configuraron los elementos de unión entre las cofias, empleándose conectores de 9mm<sup>2</sup>.

Los datos del diseño eran transferidos a la unidad de fresado inLab (Sirona) quien procedía al tallado de los bloques cerámicos.

Al tratarse de puentes de tres piezas se eligieron los bloques de IPS e.max® ZirCAD de mayor tamaño (B 40). El material base para estos



bloques de IPS e.max<sup>®</sup> ZirCAD se encuentra en estado presinterizado, presentando por ello una estructura no compacta porosa con una densificación del 50%. (Fig. 4.33.)

El software empleado calculaba la contracción que sufrirán los bloques cerámicos una vez introducidos en el horno de sinterizado, información que era transmitida al sistema CAM, para que el tamaño de la pieza fresada resultante fuera de un tamaño un 20% mayor, para contrarrestar la contracción durante la sinterización. Después de transferir los datos, el bloque presinterizado de óxido de circonio se insertaba en la unidad inLab del sistema para la confección de las estructuras. (Fig. 4.34.)

Una vez obtenida la forma deseada, el bloque tallado se introducía en el horno de alta temperatura, produciéndose la sinterización a una temperatura de 1500°C. (Fig. 4.35.)

El proceso descrito fue repetido, por el mismo operador, en el laboratorio Cerámica Dental Poveda S.L, con cada una de las veinte probetas del grupo IPS e.max<sup>®</sup> ZirCAD, obteniéndose las diez estructuras necesarias para el presente estudio junto con otras diez que más tarde serán cubiertas con la cerámica de recubrimiento.



Fig. 4.31. El escáner InEos (Sirona).

## Material y método

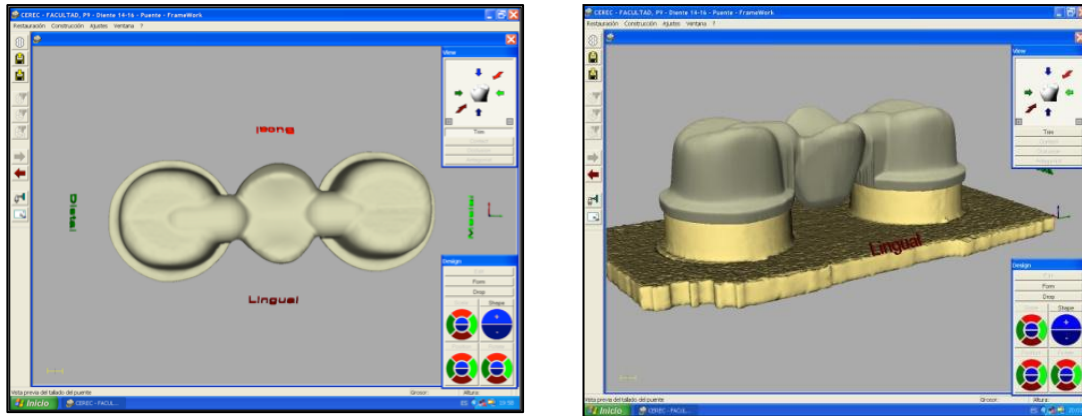


Fig. 4.32. Diseño de la estructura de e.max<sup>®</sup> ZirCAD.



Fig. 4.33. Bloque de circona presinterizada B 40 e.max<sup>®</sup> ZirCAD.



Fig. 4.34. Unidad de fresado InLab.



Fig. 4.35. Estructura e.max<sup>®</sup> ZirCAD terminada.

### **4.2.3.4. CONFECCIÓN DE LAS ESTRUCTURAS VITA IN-CERAM® YZ**

---

El material empleado para la fabricación de las estructuras de VITA In-Ceram® YZ (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemania) fue óxido de circonio parcialmente estabilizado con óxido de itrio (Y-TZP), VITA In-Ceram® YZ-CUBES para In Lab.

Este sistema basado en tecnología CAD/CAM consta de: (Fig. 4.36.)

- Ordenador personal compatible.
- InEos (Sirona), escáner óptico de Sirona.
- InLab (Sirona), unidad fresadora empleada para la realización de la estructura.
- VITA ZYrcomat® (VITA Zahnfabrik), horno de sinterización.
- VITA VM® 9 (VITA Zahnfabrik), porcelana de recubrimiento.

El primer paso fue el escaneado de los muñones de las probetas mediante el escáner óptico que transfiere la información a un PC con el software para el diseño de las estructuras. El proceso de escaneado se lleva a cabo en el primer muñón, y dura aproximadamente 20 segundos, después se escanea el segundo muñón y el espacio edéntulo. (Fig. 4.37.)

Una vez completada la lectura digital de los dos muñones y el espacio edéntulo, con el CAD Framework 3D software (Sirona inLab System), entorno Windows™, se procedió al diseño de la estructura. Para ello se siguieron los valores estándar determinados por el sistema, que en este caso son 0.7 mm de espesor de las cofias a nivel oclusal y 0.5 mm a nivel de las paredes axiales, manteniendo un espacio de 50µm para el cemento.

A continuación se procedió al diseño de la pieza pónico que en este caso sería un premolar, para ello se eligió una de las múltiples preformas que ofrece el sistema.



## Material y método

---

Para el diseño del conector se siguieron los criterios clínicos recomendados y los del propio sistema, éstos son que el área del conector debe ser de al menos 9 mm<sup>2</sup> con el fin de aumentar su resistencia a la fractura. (Fig. 4.38.)

Una vez terminado el diseño por ordenador, se realizó la selección del bloque VITA In-Ceram<sup>®</sup> YZ-CUBES para In-Lab que por su tamaño más se adecuara a nuestras necesidades, optando por el bloque YZ-40/19, cuyas dimensiones son: 15,5x19x40 mm. (Fig. 4.39.)

Una vez diseñada la estructura por completo en el sistema digital los datos fueron transferidos a la unidad de fresado. Ésta es una unidad doble de fresado de seis ejes que está formada por dos fresas de diamante, una cilíndrica que conforma la cara externa de la estructura y una fresa cónica situada paralelamente a la anterior que conforma la cara interna. Estos bloques se fresan en su forma presinterizada ya que el óxido de circonio en esta fase tiene una dureza mucho menor, es por esto que la fresadora va a fresar los bloques con una magnificación del 20-25% para compensar la posterior contracción de sinterización que las restauraciones sufren tras la sinterización. Todo el proceso va acompañado de un sistema de bombeo e inyección continua de agua para asegurar la refrigeración constante del procedimiento. (Fig. 4.40.)

A pesar de que la magnificación está en torno al 20-25% en todos los bloques, cada uno de ellos presenta un código de barras que indica exactamente el valor de contracción que sufre cada bloque, y éste se introduce automáticamente antes de iniciar el fresado.

Por último las restauraciones obtenidas son separadas de los bloques de zircona mediante fresas de diamante. Las estructuras obtenidas fueron sinterizadas introduciéndolas en un bol de sinterización que contenía partículas esféricas de óxido de circonio introducido en un horno VITA Zyrcomat<sup>®</sup> (VITA Zahnfabrik), para realizar la sinterización durante ocho horas, a 1530 °C. Tras este último proceso se obtuvieron las estructuras de circonio con su tamaño real. (Fig. 4.41.)

## Material y método

---

El proceso descrito fue repetido, por el mismo operador, en el laboratorio Cerámica Dental Poveda S.L, con cada una de las veinte probetas del grupo VITA In-Ceram® YZ obteniéndose las diez estructuras necesarias para el presente estudio y otras diez que serán después recubiertas con la cerámica de recubrimiento.



Fig. 4.36. Escaner InEos.



Fig. 4.37. Escaneado y transmisión de la información al ordenador.

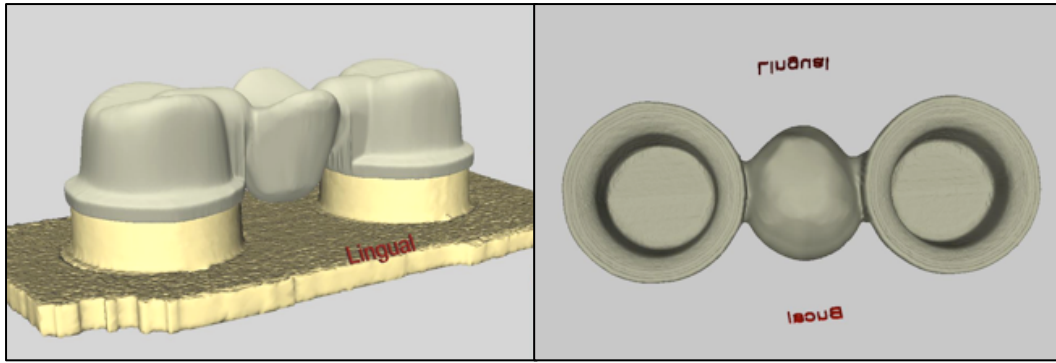


Fig. 4.38. Diseño de las estructuras VITA In-Ceram® YZ.



Fig. 4.39. Bloque de circonio presinterizado VITA In-Ceram® 2000 YZ-CUBES para InLab.

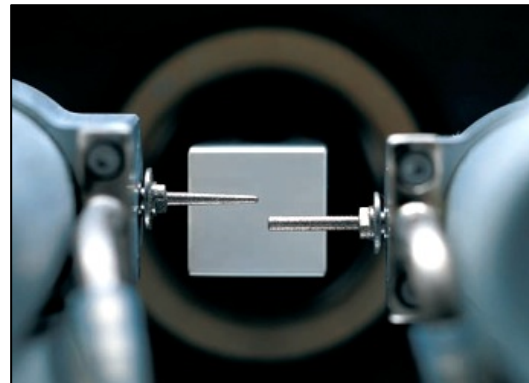


Fig. 4.40. Unidad doble de fresado de seis ejes InLab.



Fig. 4.41. Estructura VITA In-Ceram® YZ terminada.

---

## 4.2.4. CERÁMICA DE RECUBRIMIENTO

---

---

### 4.2.4.1. METAL-CERÁMICA

---

Una vez finalizado el colado de las estructuras se aplicó la porcelana de recubrimiento Omega 900 (Vita) sobre diez de las veinte estructuras metálicas. (Fig. 4.42.)

En primer lugar se aplicaba el opaquer que se sometió a cocción a 910°C. (Fig. 4.43.) Se procedió luego a la aplicación de las capas de porcelana correspondientes a dentina y esmalte, realizándose la cocción a 910°. (Figs. 4.44., 4.45. y 4.46.) Finalmente se realizó el glaseado a 915°C, obteniéndose las restauraciones finales. (Fig. 4.47.)

El proceso de confección de los diez núcleos con cerámica de recubrimiento fue llevado a cabo por el laboratorio dental Dident S.L.



Fig. 4.42. Porcelana de recubrimiento Omega 900.

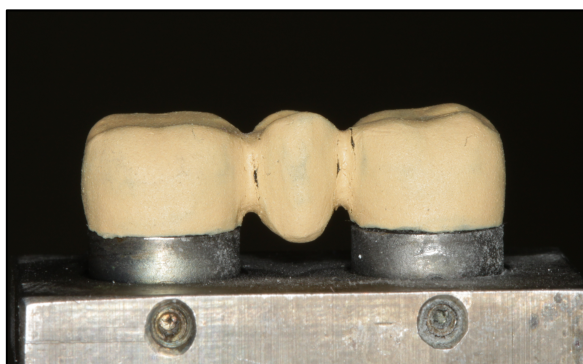


Fig. 4.43. Aplicación del opaquer.



Fig. 4.44. Estratificación por capas de la cerámica de recubrimiento.



Fig. 4.45. Horneado de la cerámica a 910°.



Fig. 4.46. Obtención de las restauraciones tras los correspondientes ciclos de horno.



Fig. 4.47. Restauración metal-cerámica terminada.



### 4.2.4.2. LAVA™ ALL CERAMIC SYSTEM

A diez de las veinte estructuras se les añadió la cerámica de recubrimiento Lava™ Ceram (3M ESPE). (Fig. 4.48.)

En primer lugar, se aplicó el Liner en una película de 0,1-0,2 mm en toda la superficie, la cocción se realizó a 820°C de temperatura, en el horno Programat P500 (Ivoclar Vivadent).

Después se aplicó una primera capa de dentina (Fig. 4.49.) y se coció a 810°C, la segunda capa de dentina y el incisal se cocieron a 800°C. (Fig. 4.50.) Y por último el glaseado se realizó a 790°C. (Fig. 4.51.)

El proceso descrito fue aplicado a diez de las probetas por el laboratorio Prótesis S.A. obteniéndose finalmente las diez probetas con las restauraciones Lava finales. (Fig. 4.52.)



Fig. 4.48. Cerámica de recubrimiento Lava™ Ceram (3M ESPE).



Fig. 4.49. Aplicación de la dentina.



Fig. 4.50. Cerámica de recubrimiento de esmalte.

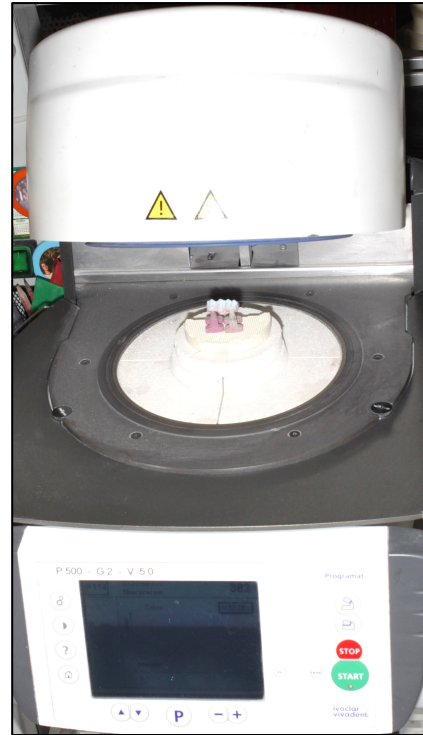


Fig. 4.51. Cocción de la cerámica de recubrimiento.



Fig. 4.52. Restauración Lava™ All Ceramic System terminada.

### 4.2.4.3. IPS E.MAX® ZIRCAD

Igualmente, en diez de las veinte estructuras de IPS e.max® ZirCAD (Ivoclar Vivadent) se procedió a realizar el recubrimiento cerámico empleándose para ello la cerámica e.max® Ceram (Ivoclar Vivadent) que se trata de una cerámica a base de nano-fluorapatita. Se empleó la técnica de estratificación por capas.

Se aplicó en primer lugar IPS e.max® ZirLiner (Fig. 4.53.) que permite una unión excepcionalmente estable con la estructura de óxido de circonio y presenta una alta transmisión y una excelente fluorescencia. Empleando la cerámica de recubrimiento e.max® Ceram (Fig. 4.54.) se aplicaba la primera capa de dentina, (Fig. 4.55.) la segunda capa de dentina y la capa de incisal (Fig. 4.56.) sometiéndose a cocciones a 749 °C.

Finalmente se realizó el glaseado a 724 °C (Fig. 4.57.) obteniéndose los puentes terminados. (Fig. 4.58.)

La fabricación de todas las restauraciones completas del sistema IPS e.max® ZirCAD fue realizado por el laboratorio Cerámica Dental Poveda S.L.



Fig. 4.53. Aplicación del IPS e.max® ZirLiner.



## Material y método



Fig. 4.54. Cerámica de recubrimiento e.max<sup>®</sup> Ceram.



Fig. 4.55. Aplicación de la dentina.



Fig. 4.56. Aplicación del esmalte.

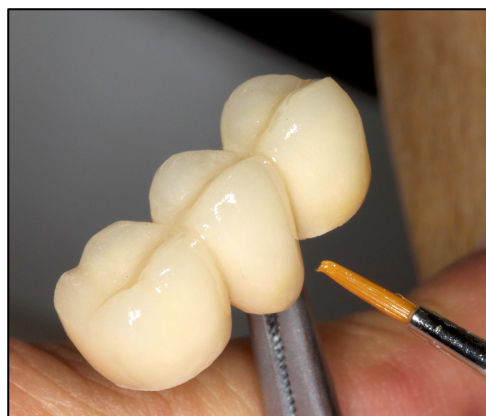


Fig. 4.57. Glaseado de las restauraciones.



Fig. 4.58. Restauraciones terminadas de IPS e.max<sup>®</sup> ZirCAD.

### 4.2.4.4. VITA IN-CERAM® YZ

Al igual que en los sistemas anteriores, a diez de las veinte estructuras se les aplicó la cerámica de recubrimiento VITA VM<sup>®</sup>9 basic (VITA Zahnfabrik). (Fig. 4.59.)

En primer lugar se aplicó sobre las estructuras un liner, que en este caso se denomina VITA VM<sup>®</sup>9 EFFECT BONDER (Fig. 4.60.) que por un lado sirve de agente de unión entre la estructura y el recubrimiento y por el otro nos sirve para camuflar el color excesivamente blanco del circonio. Esta primera capa se coció a una temperatura de 980°C durante 19 minutos incluyendo precalentamiento y vacío. Sobre el BONDER se aplicó la cerámica de recubrimiento dividida en DENTINE, (Fig. 4.61.) que incrementa la opacidad de la restauración, y ENAMEL (Fig. 4.62.) que mejora la translucidez. Todas las cocciones se realizaron siguiendo las indicaciones del fabricante.

El proceso descrito fue repetido, por el mismo operador en el laboratorio dental Cerámica Dental Poveda S.L. (Madrid), con cada una de las diez probetas del grupo YZ , obteniéndose los diez puentes necesarios para el presente estudio. (Fig. 4.63.)



Fig. 4.59. cerámica de recubrimiento  
VITA VM<sup>®</sup>9 basic.

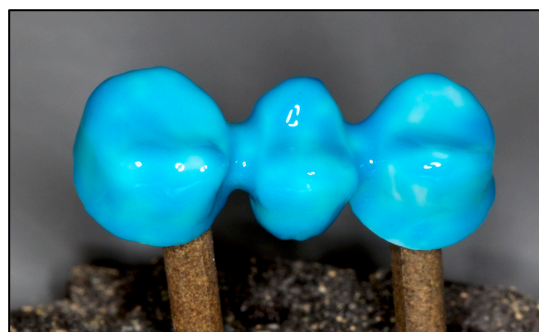


Fig. 4.60. Liner VITA VM<sup>®</sup>9  
EFFECT BONDER.



Fig. 4.61. Cerámica de recubrimiento DENTINE.



Fig. 4.62. Cerámica de recubrimiento ENAMEL.



Fig. 4.63. Restauración VITA In-Ceram® YZ terminada.

## 4.2.5. CEMENTADO DE LAS RESTAURACIONES

---

Todas las estructuras y los puentes con la cerámica de recubrimiento han sido cementados por el mismo operador en condiciones ambientales similares (temperatura de 18-24°C y humedad relativa del 50±10%).

El agente cementante empleado fue un cemento de vidrio ionómero en su presentación para mezcla manual, compuesto por polvo-líquido (Ketac<sup>®</sup>Cem EasyMix, 3M ESPE) por ser uno de los cementos más empleados en la práctica clínica habitual. (Fig. 4.64.)

La mezcla del cemento se realizaba respetando las instrucciones del fabricante, espatulando el polvo y el líquido sobre el bloque de mezcla hasta obtener la consistencia ideal.



Fig. 4.64. Cemento empleado (Ketac<sup>®</sup>Cem EasyMix, 3M- ESPE).

## Material y método

---

Según los resultados de estudios previos,<sup>(58-60)</sup> se decidió aplicar el cemento con un pincel sobre las paredes axiales de los muñones, creando una capa fina y uniforme.

Inmediatamente después, se colocaban los puentes sobre los pilares mediante presión digital. En esa posición se mantuvieron bajo una fuerza constante de 10 N durante diez minutos, controlada por una llave dinamométrica (USAG 820/70; SWK Utensilerie SRL, Milán, Italia).

Una vez completado el fraguado inicial, se retiraron los excesos con una sonda de exploración.

## **4.2.6. ENSAYO DE FLEXIÓN**

---

### **4.2.6.1. CONFECCIÓN DE LA PLETINA**

---

Se confeccionó una pletina en acero inoxidable en el Taller Mecánico de Apoyo a la Investigación de la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Complutense de Madrid (U.C.M.).

Se trata de una pieza metálica de poco espesor que se suele colocar en las bases para permitir una mejor distribución de esfuerzos. Las dimensiones de la pletina son 6x6 cm de ancho y una altura de 7 mm, que poseía en el centro un hueco para alojar la base de las probetas. (Fig. 4.65.)

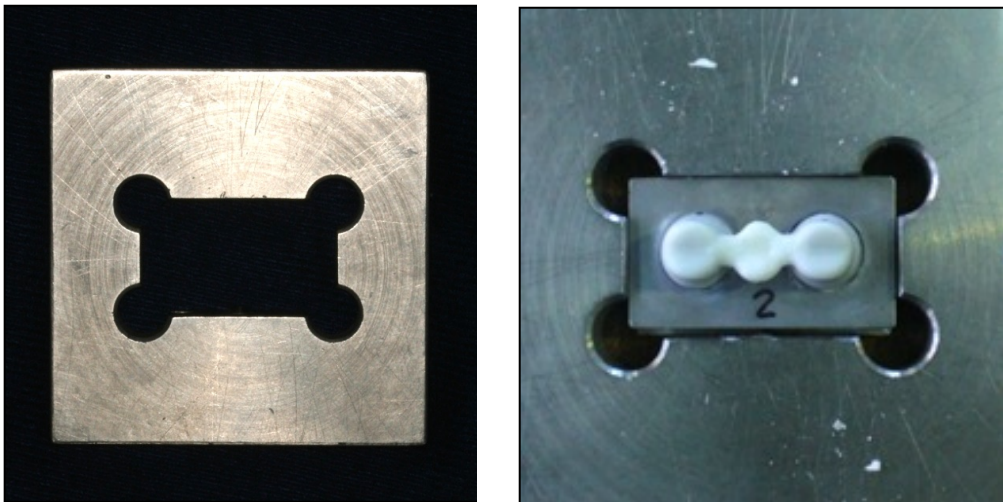


Fig. 4.65. Imágenes de la pletina y pletina alojando una probeta.



## **4.2.6.2. CONFECCIÓN DE LOS EMPUJADORES**

---

Se confeccionó un empujador cónico con acabado final en la punta redondeado, fabricado en acero templado, adaptable a la máquina universal de ensayo de compresión (Servosis®) que se iba a utilizar para el experimento. El empujador fue confeccionado en el Taller Mecánico de Apoyo a la Investigación de la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Complutense de Madrid (U.C.M.). (Fig. 4.66.)

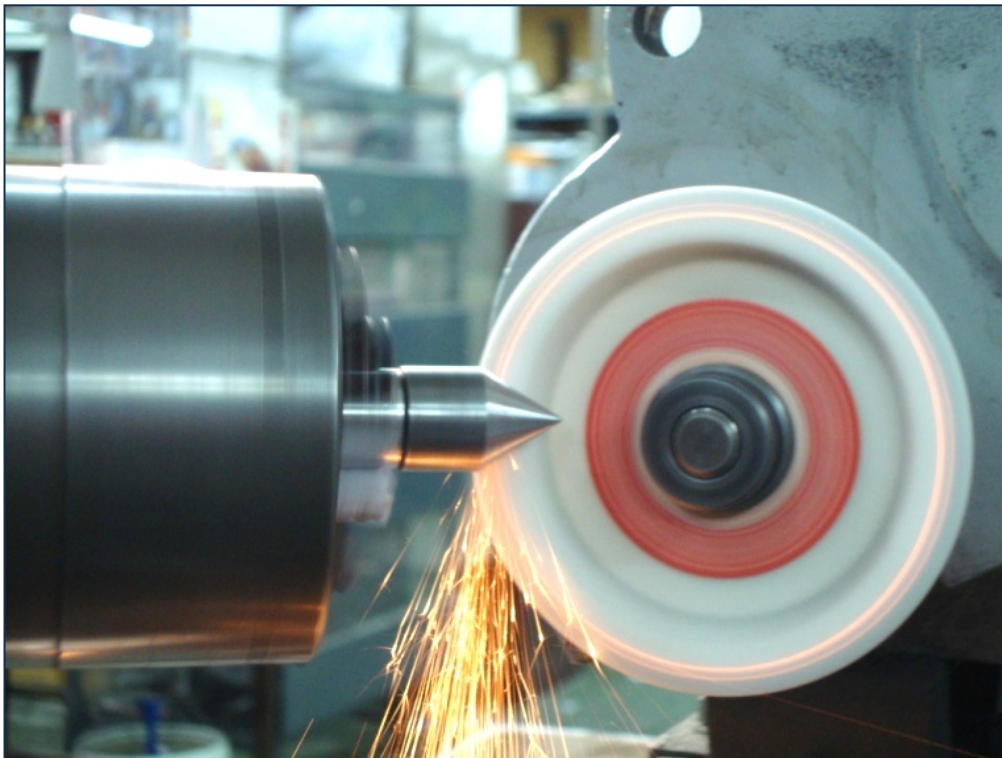


Fig. 4.66. Confección del empujador.

### **4.2.6.3. RESISTENCIA A LA FLEXIÓN**

---

Se realizó un ensayo de carga en tres puntos, que consistía en aplicar la carga en un punto equidistante de los dos puntos sobre los que se apoyan las probetas. Al aplicar la carga en la superficie cóncava se producirán fenómenos de compresión, mientras que en la zona contraria se darán fenómenos de tracción.

La carga se aplicó de forma vertical sobre el centro del pónico. (Fig. 4.67.)



Fig. 4.67. Ensayo por carga a tres puntos.

Este tipo de examen es muy utilizado para el estudio de los materiales frágiles, ya que éstos suelen fracturarse durante la tensión, y por tanto los test de flexión proporcionan información sobre la fuerza tensional. La importancia radica en que de estos materiales sólo se puede esperar, por su propia naturaleza, mínimas deformaciones antes de su fractura, lo que hace que las fuerzas tensionales sean mayores, al no poder deslizarse sobre los puntos de apoyo.<sup>(61)</sup>



### 4.2.6.4. INSTRUMENTO PARA LAS PRUEBAS MECÁNICAS

Para la realización del experimento se utilizó la máquina universal de ensayo electromecánico modelo ME 405/10, (SERVOSIS S.A., Pinto, España). La máquina se encuentra en el Centro Nacional de Investigaciones Metalúrgicas (CENIM).

Ésta es una máquina para ensayos de tracción/compresión/flexión, versatilidad que le permite ser utilizada en la mayoría de los ensayos normalizados. Se compone básicamente de:

- Un cuerpo que realiza el ensayo mecánico que consta de: bancada, columnas laterales, puente superior, puente inferior, célula de carga y mordazas. Se empleó como utillaje un plato de compresión circular con distintos diámetros, con centrador. (Fig. 4.68.)
- Un equipo de medida y control, conformado por un PC y software de control PCD2K, conectado al anterior, que registra los datos (Fig. 4.69.)



Fig. 4.68. y 4.69. Unidad para el ensayo mecánico y equipo informático que registra los datos

## Material y método

---

La célula de carga utilizada para este ensayo fue de 10 Tm, con una celda de 2.000 Kg, y un fondo de escala de 1/5 y la velocidad de avance del puntero que realiza la carga fue de 1mm/minuto según la norma ISO 6872. <sup>(62)</sup>

El tamaño de la pletina que actúa como base, permite el empleo de sargentos para fijar la mordaza al plato de compresión de la máquina, para garantizar la no movilidad de la mordaza durante todo el ensayo de flexión. (Fig. 4.70.)

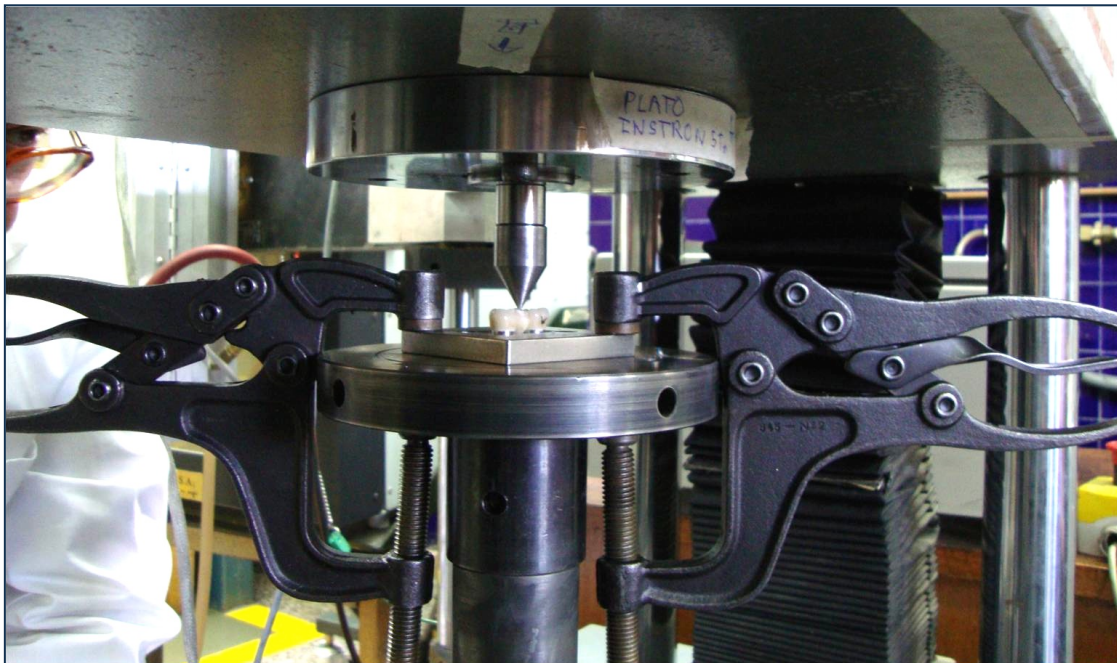


Fig. 4.70. Unidad para el ensayo mecánico con los sargentos empleados para garantizar la inmovilización durante el ensayo de flexión.

Los resultados fueron recogidos por el ordenador (Fig. 4.71.), y mediante un programa informático, se obtuvieron las curvas de tensión/deformación.



Fig. 4.71. Equipo informático registrando los datos

### 4.2.6.5. CARGA

La carga se realizó en el centro del pónico, a la misma distancia de cada uno de los pilares, para conseguir un ensayo de flexión lo más puro posible.

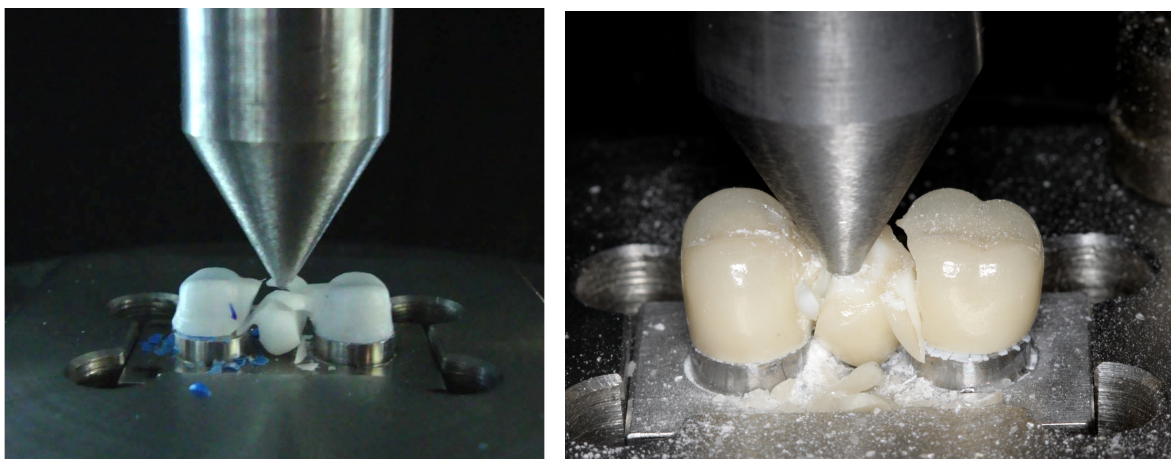


Fig. 4.72. Carga de las probetas con y sin recubrimiento cerámico.

## Material y método

---

Las estructuras y las estructuras con el recubrimiento cerámico se cargaron hasta la fractura total evidenciada por una caída brusca en la gráfica de tensión-deformación. (Fig. 4.72.)

Los datos recogidos correspondientes a las medidas de resistencia a la fractura fueron archivados en una hoja Excel 6.0.

Finalizado el análisis de la resistencia a la fractura se obtuvieron 80 medidas de fuerza expresadas en kilogramos/fuerza o kilopondios (unidad del sistema técnico de unidades), como resultado del examen de las 80 probetas estudiadas.

Para proceder al análisis estadístico de los resultados del presente estudio “in vitro” se asignaron a cada probeta el valor promedio de las mediciones de resistencia a la fractura, tanto de la estructura o núcleo, como del núcleo con la cerámica de recubrimiento.

A la hora de comparar los resultados del presente estudio con los obtenidos por otros autores, cabe destacar que en éstos la mayoría de los resultados están expresados en Newton, mientras que en el presente estudio todas las mediciones fueron expresadas en Kg/fuerza. Por ello, para la comparación de los resultados se va a utilizar esta unidad como referencia, para lo cual se hizo la conversión de Kg/fuerza en Newton, multiplicando los resultados obtenidos por 9,8, ya que el Newton se define como la fuerza que actúa sobre un kilogramo/masa y le proporciona una aceleración de un metro por segundo al cuadrado ( $N = Kg \times m/s^2$ ).

## 4.3. DIFRACCIÓN DE RAYOS X

---

La difracción de Rayos X es el método más adecuado para identificar los componentes presentes en una cerámica porque cada fase cristalina produce un diagrama propio llamado difractograma, independientemente de las otras fases. El fundamento principal de esta técnica es la interacción de los átomos o moléculas que forman un sólido con una fuente de Rayos X.<sup>(63)</sup>

En el presente estudio se llevó a cabo el procedimiento de difracción de rayos X con la finalidad de cuantificar la cantidad de transformación de fase existente en los diferentes sistemas de circona antes y después de producirse la fractura del material. Con este procedimiento podemos completar los resultados obtenidos en los estudios de carga realizados en los puentes de circona de cada uno de los sistemas cerámicos.

El análisis mediante difracción de RX fue llevado a cabo en el Instituto de Ciencia de Materiales de Madrid (ICMM) perteneciente al Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC).

Para el cálculo de la transformación martensítica de la fase tetragonal a la monoclinica de la circona, se utilizó la técnica de difracción de Rayos X mediante un equipo Bruker D8 que utiliza la radiación del Cu K $\alpha$ 1 ( $\lambda=1.5405981$  Å). (Fig. 4.73.)

Los barridos se realizaron en el rango  $2\theta$  de  $27^\circ$  a  $33^\circ$ , a una velocidad de  $0.06^\circ/\text{min}$  y un paso de  $0.01^\circ$ . La fracción volumétrica de circona monoclinica ( $V_m$ ) se calculó a partir de la ecuación desarrollada por Toralla y cols.<sup>(64)</sup>

$$V_m = \frac{PX_m}{1 + (P - 1)X_m}$$



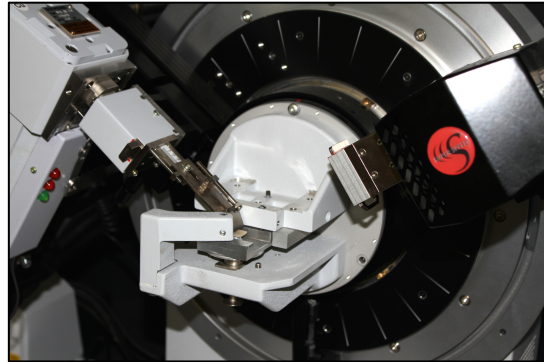


Fig. 4.73. Equipo Bruker D8 empleado para los ensayos de difracción de Rayos X.

Donde  $P = 1.311$  y  $X_m$  es la relación de intensidad de pico de la fase monoclinica que viene dada por la ecuación siguiente:

$$X_m = \frac{I_m(111) + I_m(\bar{1}\bar{1}\bar{1})}{I_m(111) + I_m(\bar{1}\bar{1}\bar{1}) + I_t(111)}$$

Donde  $I$  es la intensidad del pico y los subíndices  $m$  y  $t$  indican la fase de la circonita, monoclinica y tetragonal respectivamente. En los materiales que no son de circonita pura se hace necesario normalizar los valores de  $V_m$  al contenido de circonita en la muestra ( $V_{ZrO_2}$ ). La fracción volumétrica de circonita monoclinica referida a la cantidad de circonita inicial en la muestra ( $V_{mtot}$ ) será:

$$V_{mtot} = \frac{V_m \times V_{ZrO_2}}{100}$$

## Material y método

---

Para la realización del presente estudio se hizo la difracción de Rayos X de tres tipos de muestras de cada uno de los sistemas cerámicos.

- Discos de circonita sin fracturar.
- Discos de circonita fracturados.
- Puentes cerámicos fracturados.

Y a su vez dentro de cada uno de los grupos se realizó la difracción de Rayos X antes y después del recubrimiento cerámico.

- Grupo 1: discos de circonita sin fracturar.
  - o Sinterizados.
  - o Sometidos a cocciones tras el sinterizado.
- Grupo 2: Discos de circonita fracturados.
  - o Sinterizados.
  - o Sometidos a cocciones tras el sinterizado.
- Grupo 3: Puentes cerámicos fracturados.
  - o Núcleos de circonita sinterizada.
  - o Núcleos de circonita con recubrimiento cerámico.

De esta manera el objetivo es cuantificar la influencia tanto de las cocciones como de la fractura de las diferentes muestras en el mecanismo de transformación de fase de las circonas de los tres sistemas cerámicos analizados.

## 4.4. TRATAMIENTO DE LOS DATOS

---

Se realizaron los siguientes análisis:

- Estadística descriptiva de todas las variables.
- Estadística inferencial.

En primer lugar, para evaluar si la muestra analizada cumple los criterios de normalidad, se realizó el **Test de Shapiro Wilk**, que nos desvela que nuestra muestra si cumple los criterios de normalidad.

Al hacer el estudio con una muestra normalizada vamos a emplear TEST PARAMÉTRICOS:

- **Análisis de la varianza univariante (ANOVA):**

Se trata de un test paramétrico aplicable cuando hay que estudiar más de dos muestras. Nos dice si existen diferencias o no, pero no identifica entre que grupos se producen las diferencias.

- ANOVA unifactorial para realizar las comparaciones entre los sistemas analizados.
- ANOVA bifactorial para realizar las comparaciones cuando se evaluaba el sistema y el tipo de fractura (núcleo y núcleo con recubrimiento cerámico).

- **Test de Tukey:**

Se trata de una prueba post hoc (a posteriori) que nos va a indicar entre que sistemas se encuentran las diferencias.

- **Test de la t de Student:**

Se trata de un test paramétrico empleado para comparar dos muestras.

- **Corrección de Bonferroni:**

Se trata de una herramienta para ajustar los resultados estadísticos en comparaciones múltiples.

El análisis estadístico de las variables se realizó con el programa informático SPSS 22 (SPSS Inc, Chicago EEUU), en el Centro de Proceso de



## Material y método

---

Datos del Servicio Informático de Apoyo a la Investigación de la Universidad Complutense de Madrid.

El nivel de significación se estableció en el 5%.





# 5. RESULTADOS



## **5.1. EVALUACIÓN DE LA MICROESTRUCTURA Y PROPIEDADES MECÁNICAS DE LAS CIRCONAS EMPLEADAS**

---

En el presente estudio se llevaron a cabo por un lado el análisis microestructural y por otro el análisis de las propiedades mecánicas del óxido de circonio empleado por los tres sistemas estudiados, Lava™ All Ceramic System (3M-ESPE), IPS e.max® ZirCAD (Ivoclar Vivadent) y VITA In-CeramYZ® (Vita Zahnfabrik)

### **5.1.1. ANÁLISIS MICROESTRUCTURAL**

---

Se analizaron dos probetas de óxido de circonio de cada uno de los sistemas analizados. Una se sometía solamente al ciclo de sinterización y la otra se trató térmicamente según los ciclos de cocción indicados por la casa comercial para la colocación del recubrimiento cerámico.

Se estudiaron las muestras en el M/E para evaluar los tamaños medios de grano de los óxidos de circonio de cada sistema obteniendo los siguientes resultados. (Figs. 5.1., 5.2., 5.3., 5.4., 5.5. y 5.6.)

Los tamaños medios de grano de los diferentes materiales se reflejan en la tabla que veremos a continuación. (Tabla 5.1.)

### a. Lava™ All Ceramic System (3M ESPE)

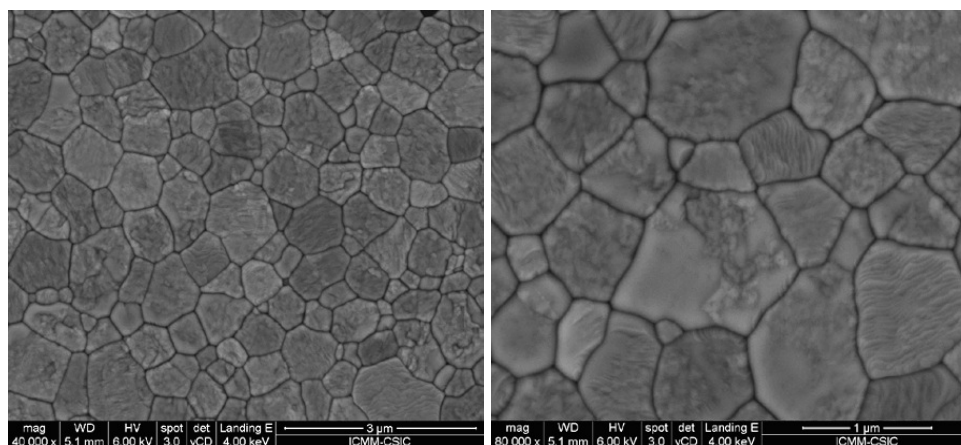


Fig. 5.1. Sinterización 1500°C durante 3.5 horas. Tiempo de enfriamiento de 11h hasta los 250°C.

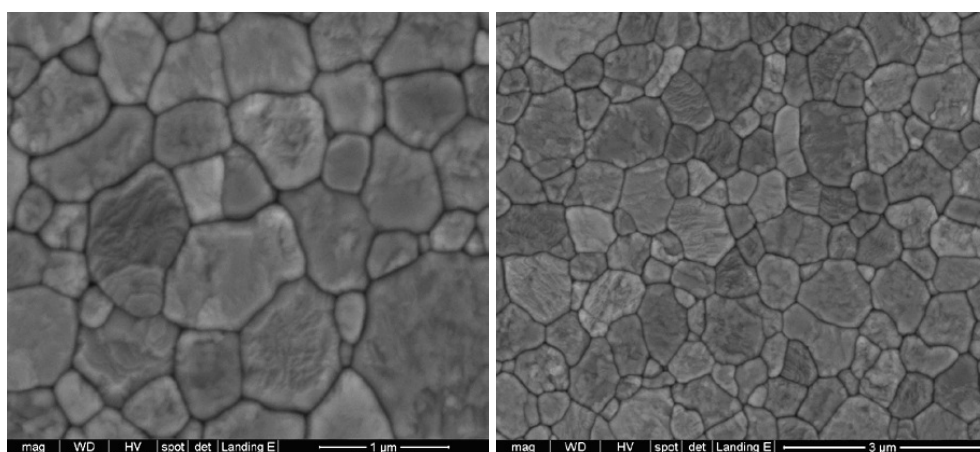
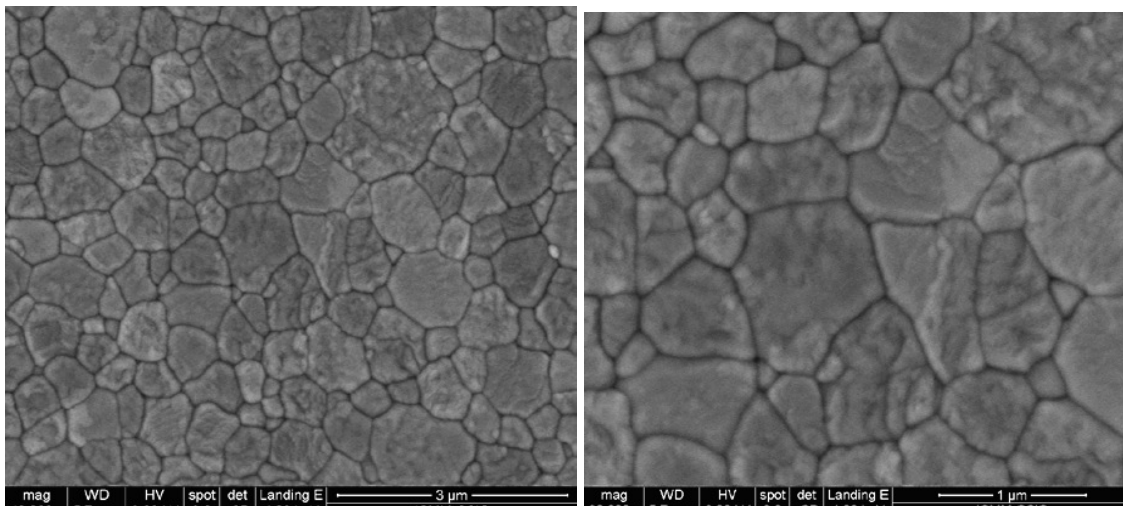


Fig. 5.2. Sinterizada + cocciones de recubrimiento.

### b. IPS e.max® ZirCAD (Ivoclar Vivadent)



Sinterización 1530° C durante 3.5h.

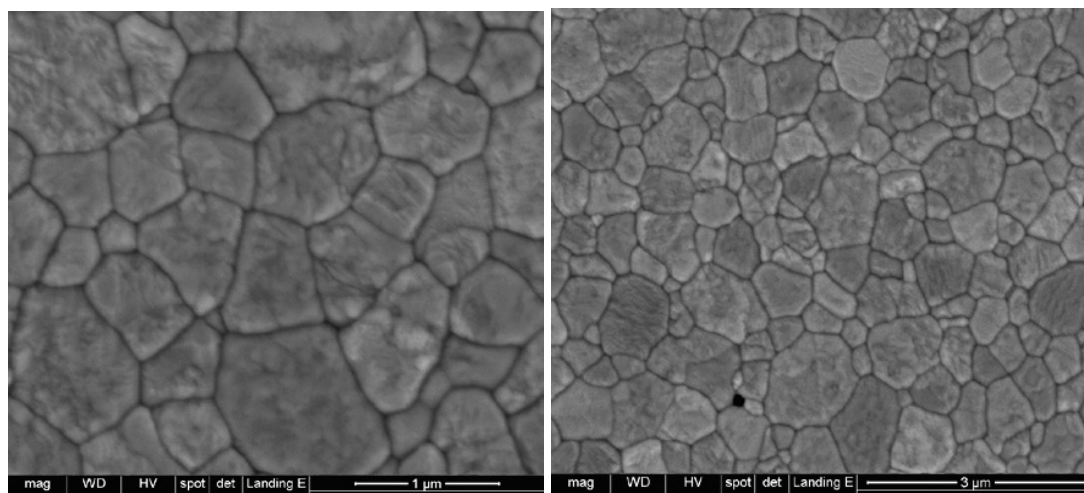


Fig. 5.4. Sinterización (1530° C durante 3.5h) + cocciones de recubrimiento (1ª cocción: 403 – 749 °C, 2ª cocción: 403-749 °C y glaseado: 403-724 °C).

### c. VITA InCeram® YZ (VITA Zanzfabrik)

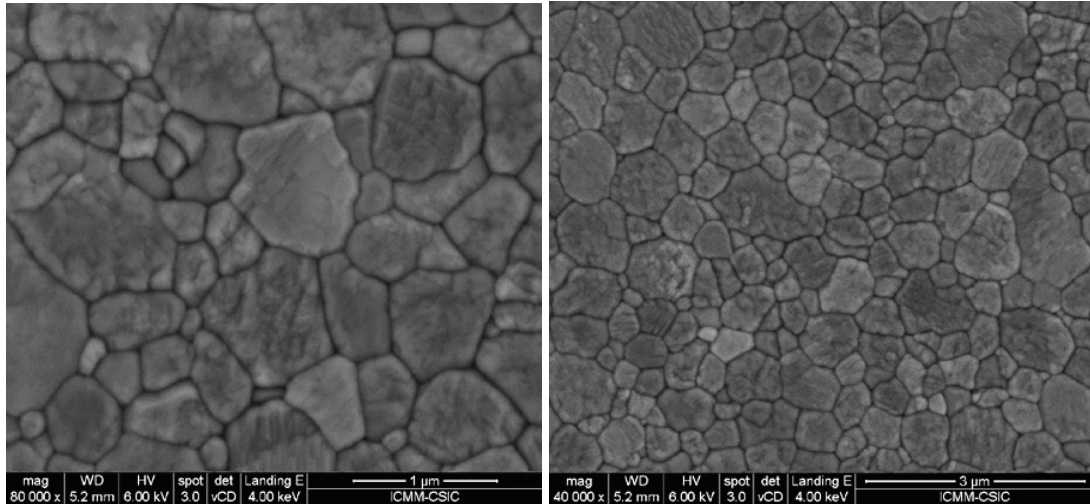


Fig. 5.5. Sinterización 1530° C durante 3.5h.

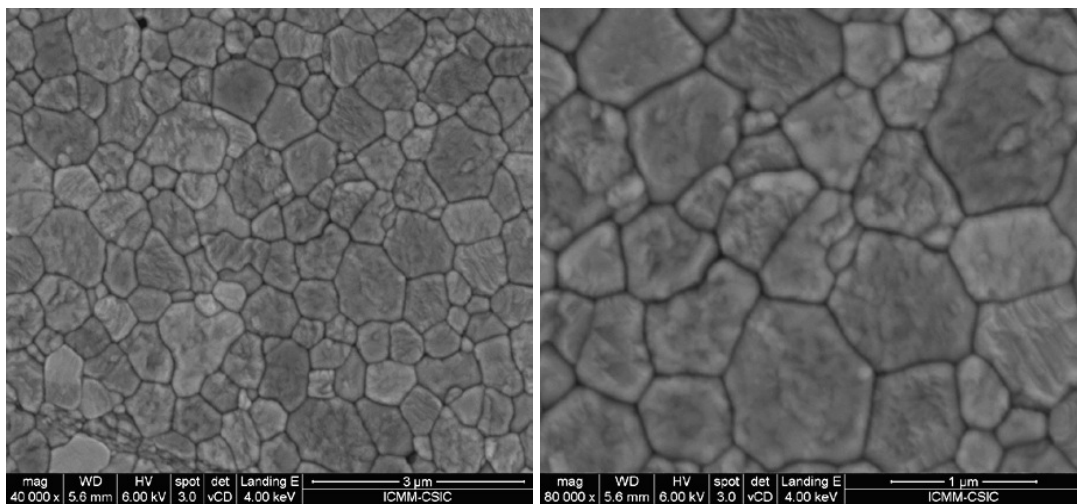


Fig. 5.6. Sinterización (1530° C durante 3.5h) + cocciones de recubrimiento (1ª cocción: 500-910 °C, 2ª cocción: 500-900 °C y glaseado: 500-900 °C).



## Resultados

Como se aprecia en la Tabla 5.1. no existe un aumento de tamaño de grano tras los procesos de cocción requeridos para la cerámica de recubrimiento, salvo en el caso del sistema Lava donde sí existe un ligero aumento. Este aumento, a priori, se puede considerar irrelevante en cuanto a su posible influencia en las propiedades mecánicas y transformabilidad.

	Tamaño medio de grano ( $\mu\text{m}$ )
LAVA sinterizado	0.76
LAVA cocciones	0.82
IPS e.max sinterizado	0.74
IPS e.max cocciones	0.75
VITA YZ sinterizado	0.72
VITA YZ cocciones	0.72

Tabla 5.1. Valores medios de tamaño de grano de los diferentes materiales.

El test de la t de Student con la corrección de Bonferroni, puso de manifiesto que no existían diferencias significativas en cuanto al tamaño del grano ni antes y después del recubrimiento ni entre los diferentes sistemas cerámicos entre sí.

## 5.1.2. ANÁLISIS DE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS

### 5.1.2.1. DUREZA Y TENACIDAD

Para calcular la dureza y tenacidad de todos los materiales se empleó el método de indentación Vickers sobre superficies pulidas empleando una carga de 1Kg para el cálculo de la dureza y de 50Kg para el de la tenacidad.

	Dureza (GPa) 1Kg carga	Tenacidad (MPa * m <sup>1/2</sup> ) 50Kg carga
LAVA sinterizado	12.7	3.5
LAVA cocciones	12.9	3.5
IPS e.max sinterizado	12.4	3.9
IPA e.max cocciones	12.9	3.4
VITA YZ sinterizado	12.8	3.5
VITA YZ cocciones	12.9	3.7

Tabla 5.2. Valores de dureza y tenacidad de los diferentes materiales calculados mediante el método de la indentación.

Los resultados obtenidos se muestran en la siguiente tabla. (Tabla 5.2.)

Al realizar el test de la t de Student con la corrección de Bonferroni los resultados obtenidos fueron ligeramente dispares para el sistema ZZ, tanto al analizar la dureza como la tenacidad de las diferentes circonas.

En cuanto a la dureza, al comparar las muestras antes y después del recubrimiento en cada sistema, solamente el sistema ZZ mostraba

## Resultados

---

diferencias significativas entre las muestras sinterizadas y sometidas a cocciones. (P: 0.001)

Al comparar los sistemas entre sí antes y después de las cocciones de recubrimiento en las muestras sinterizadas, ZZ vuelve a mostrar diferencias con respecto al sistema Lava y el sistema YZ respectivamente (P: 0.05 y P: 0.003). Sin embargo, en la comparación de las muestras sometidas a cocciones de recubrimiento no existen diferencias entre ninguno de los sistemas analizados.

Al analizar la tenacidad los resultados obtenidos vuelven a mostrar diferencias del sistema ZZ con respecto al resto.

Al comparar la tenacidad de cada sistema antes y después de las cocciones, sólo el sistema ZZ muestra diferencias significativas (P:0.001).

Cuando comparamos los sistemas entre sí, en las muestras sinterizadas el sistema ZZ muestra diferencias con respecto a Lava e YZ respectivamente (P: 0.008 y P: 0.0001). Al comparar las muestras sometidas a las cocciones, el sistema ZZ es el que vuelve a presentar diferencias significativas, pero esta vez sólo con el sistema YZ (P: 0.05).

### 5.1.2.2. RESISTENCIA A LA FLEXIÓN BIAxIAL

Tras someter a las muestras a los ensayos de flexión biaxial los resultados obtenidos fueron los siguientes. (Tabla 5.3)

	Resistencia a la flexión biaxial de las muestras (MPa) Valor medio $\pm$ Desviación estándar / valor máximo
LAVA sinterizado	1217 $\pm$ 166 / 1402
LAVA cocciones	1135 $\pm$ 126 / 1277
IPS e.max sinterizado	1184 $\pm$ 63 / 1229
EIPS e.max cocciones	1073 $\pm$ 246 / 1248
VITA YZ sinterizado	1353 $\pm$ 399 / 1635
VITA YZ cocciones	1065 $\pm$ 56 / 1114

Tabla 5.3. Tabla que representa los valores de resistencia a la flexión biaxial de las muestras sinterizadas y de las muestras sinterizadas y tratadas térmicamente con los ciclos de cocción de los recubrimientos.

De nuevo para comparar los sistemas entre sí y antes y después de las cocciones, se realizó el test de la t de Student con la corrección de Bonferroni. En este caso no se encontraron diferencias significativas en ninguna de las situaciones analizadas.:

- Antes y después de las cocciones no existen diferencias significativas en ninguno de los sistemas.
- Al comparar los sistemas entre sí en las muestras sinterizadas no existen diferencias entre ninguno de los sistemas entre sí.
- Al comparar los sistemas entre sí en las muestras sometidas a cocciones no existen diferencias entre ninguno de los sistemas entre sí.

## Resultados

---

A la vista de los presentes resultados podemos concluir que a pesar de que el sistema ZZ presentaba valores ligeramente inferiores al analizar los valores de dureza y tenacidad, parece que estas diferencias no son significativas en cuanto a la resistencia a la flexión de las diferentes circonas. Por este motivo, podemos llegar a la conclusión de que las diferencias encontradas en las propiedades mecánicas del sistema ZZ con respecto a los otros dos sistemas no parecen influir en la resistencia a la flexión.

## **5.2. ANÁLISIS DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA**

---

### **5.2.1. VARIABLES**

---

La muestra total para el estudio fue de 80 especímenes que fueron divididos en dos grupos:

- **GRUPO N:** Núcleos de cada uno de los sistemas.
- **GRUPO T:** Núcleos con cerámica de recubrimiento de cada sistema.

Por otro lado, los sistemas analizados fueron los siguientes:

- **MC:** Metal cerámica.
- **L:** Lava™ AllCeramic System (3M ESPE).
- **ZZ:** IPS e.max® ZirCAD (Ivoclar Vivadent).
- **YZ:** VITA InCeram® YZ (VITA Zahnfabrik).

## Resultados

Las variables planteadas en el presente estudio fueron las siguientes:  
(Tabla 5.4.)

VARIABLE	TIPO	DESCRIPCIÓN	CATEGORÍAS
<b>Sistema</b>	Independiente	Cualitativa nominal	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Metal-cerámica (MC)</li> <li>- Lava™ All Ceramic System (L)</li> <li>- IPS e.max® ZirCAD (ZZ)</li> <li>- VITA InCeram® YZ (YZ)</li> </ul>
<b>Tipo de fractura</b>	Independiente	Cualitativa nominal	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Núcleo (N)</li> <li>-Núcleo con recubrimiento cerámico (T)</li> </ul>
<b>Resistencia a la Fractura</b>	Dependiente	Cuantitativa continua	

Tabla 5.4. Variables analizadas en el estudio.

## 5.2.2. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

Los resultados obtenidos de resistencia a la fractura, tanto de los núcleos como de los núcleos con el recubrimiento cerámico en cada uno de los cuatro sistemas analizados se pueden observar en la Tabla 5.5.

Todos los resultados fueron obtenidos en Kgf, pero fueron convertidos a N por ser la unidad más empleada en las publicaciones científicas.

GRUPO	VARIABLE	N	Media	D.E.
<b>N</b>	MCN	10	8328.3	589.8
	LN	10	2289.4	515.08
	ZZN	10	1968.4	509.8
	YZN	10	2038.4	590.9
<b>T</b>	MCT	10	8313.4	624.05
	LT	10	2019.3	342.8
	ZZT	10	1990.9	204.1
	YZT	10	1967.2	366.5

Tabla 5.5. Medias (N) y desviaciones estándar (DE) de la resistencia a la fractura de núcleos y núcleos con recubrimiento cerámico de los cuatro sistemas estudiados.



### 5.2.2.1. RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LOS NÚCLEOS (N)

Cuando se analizó la resistencia a la fractura de los núcleos, los resultados demostraron valores de resistencia a la fractura superiores para el sistema metal-cerámica (8328.3 N) respecto a los sistemas cerámicos (Tabla 5.6.) (Figs. 5.7., 5.8.,5.9., 5.10. y 5.11.)

Los valores de resistencia a la fractura de los núcleos cerámicos en los cuatro sistemas analizados se encontraban por encima de los 1900 N.

GRUPO	VARIABLE	N	Media	D.E.
N	MCN	10	8328.3	589.8
	LN	10	2289.4	515.08
	ZZN	10	1968.4	509.8
	YZN	10	2038.4	590.9

Tabla 5.6. Medias (N) y desviaciones estándar (DE) de la resistencia a la fractura de los núcleos de los sistemas estudiados.

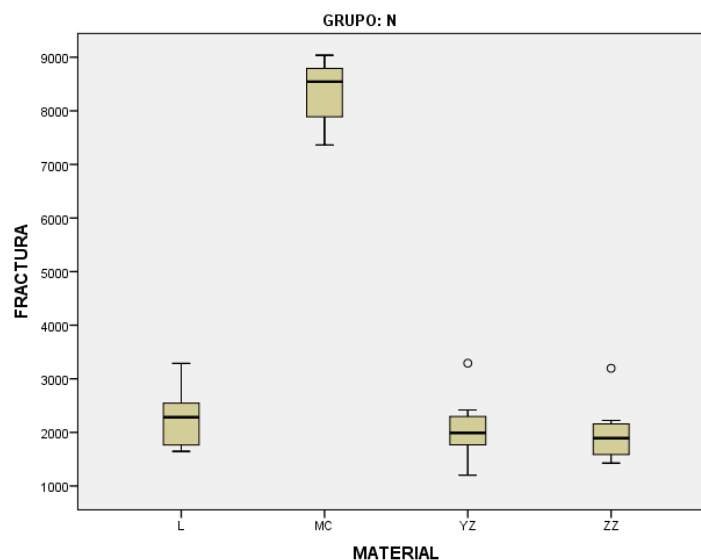


Fig. 5.7. Box plots de la resistencia a la fractura de los núcleos de los sistemas estudiados.



Fig. 5.8. Fractura de la probeta MCN3.

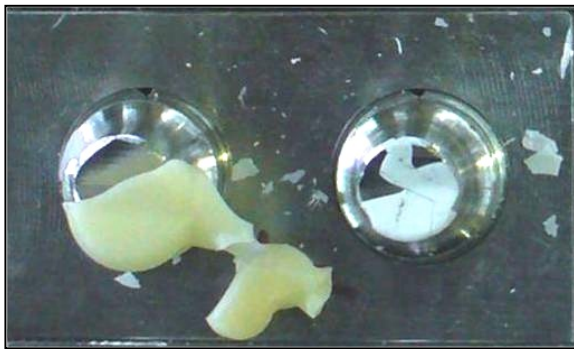


Fig. 5.9. Fractura de la probeta LN7.



Fig. 5.10. Fractura de la probeta ZZN10.

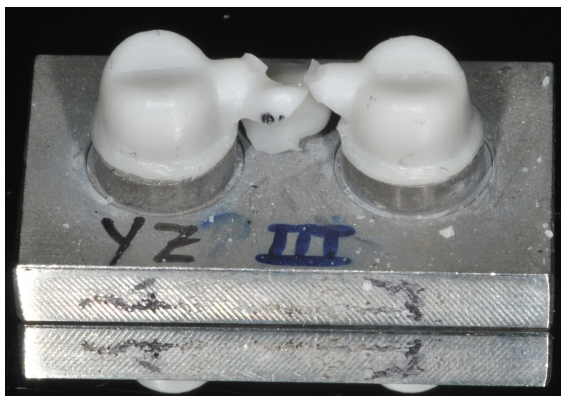


Fig. 5.11. Fractura de la probeta YZN3.

### 5.2.2.2. RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LOS NÚCLEOS CON RECUBRIMIENTO CERÁMICO (T)

Los valores de resistencia a la fractura de los núcleos provistos del recubrimiento cerámico en los cuatro sistemas analizados también se encontraban por encima de los 1900 N. (Tabla 5.7.)

Así mismo el sistema metal-cerámica demostró valores superiores (8313.4 N) al resto de grupos (Figs. 5.12., 5.13., 5.14., 5.15. y 5.16.)

GRUPO	VARIABLE	N	Media	D.E.
<b>T</b>	MCT	10	8313.4	624.05
	LT	10	2019.3	342.8
	ZZT	10	1990.9	204.1
	YZT	10	1967.2	366.5

Tabla 5.7. Medias (N) y desviaciones estándar (DE) de la resistencia a la fractura de los núcleos provistos del recubrimiento cerámico.

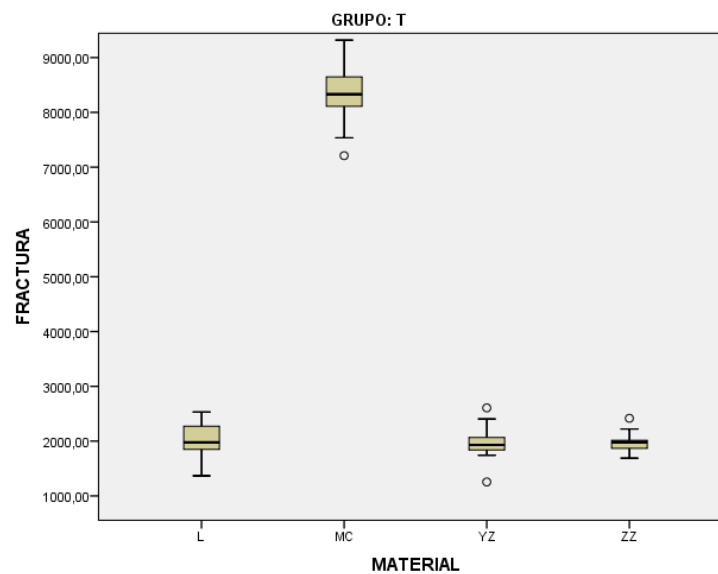


Fig. 5.12. Box plots de la resistencia a la fractura de los núcleos provistos del recubrimiento.



Fig. 5.13. Fractura de la probeta MCT4.

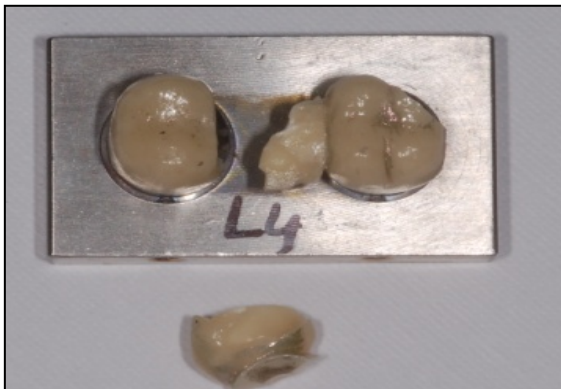


Fig. 5.14. Fractura de la probeta LT4.



Fig. 5.15. Fractura de la probeta ZZT6.



Fig. 5.16. Fractura de la probeta YZT8.

### 5.2.2.3. RESISTENCIA A LA FRACTURA DE CADA SISTEMA CERÁMICO

#### 5.2.2.3.1. RESISTENCIA A LA FRACTURA GLOBAL

Cuando se analizó la resistencia a la fractura global (sin tener en cuenta los grupos N y T) se observó que el sistema metal-cerámica (8321.5 N) presentaba valores de resistencia a la fractura superiores al resto de sistemas. (Tabla 5.8.)

VARIABLE	N	Media	D.E.
MC	20	8321.5	591.03
L	20	2154.4	447.8
ZZ	20	1946.2	378.1
YZ	20	2002.8	479.9

Tabla 5.8. Medias (N) y desviaciones estándar (DE) de la resistencia a la fractura global de los cuatro sistemas estudiados.

### 5.2.2.3.2. METAL-CERÁMICA

En el grupo metal-cerámica (grupo control), el núcleo demostró un valor de resistencia a la fractura (8329.3 N) muy similar al de la resistencia a la fractura de los núcleos con el recubrimiento cerámico (8313.8 N) . (Tabla 5.9.)

Las gráficas de tensión-deformación muestran como las probetas presentan una deformación plástica ante la carga hasta que se produce la fractura total de los núcleos representada como una caída brusca en la gráfica. (Figs. 5.17. y 5.18.)

FRACTURA	N	Media	D.E.
N	10	8329.3	589.8
T	10	8313.8	624.05

Tabla 5.9. Medias (N) y desviaciones estándar (DE) de la resistencia a la fractura de los núcleos y los núcleos con el recubrimiento cerámico en el grupo metal-cerámica.

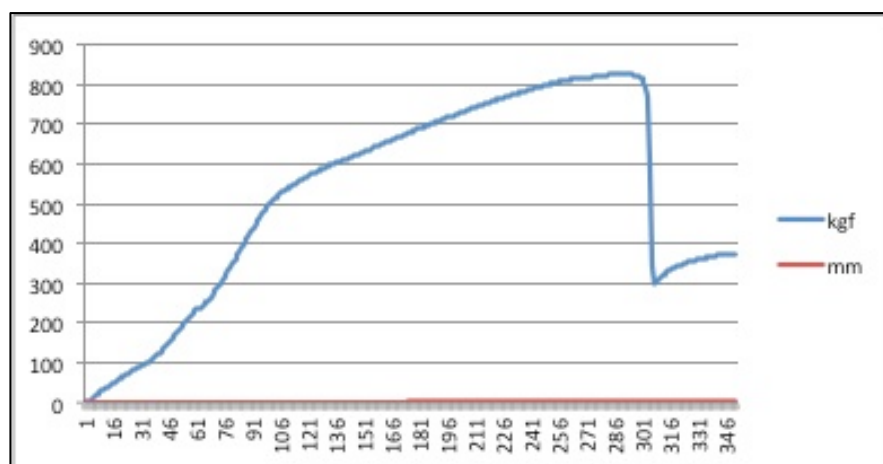


Fig. 5.17. Curva de tensión-deformación de la probeta MCN4.

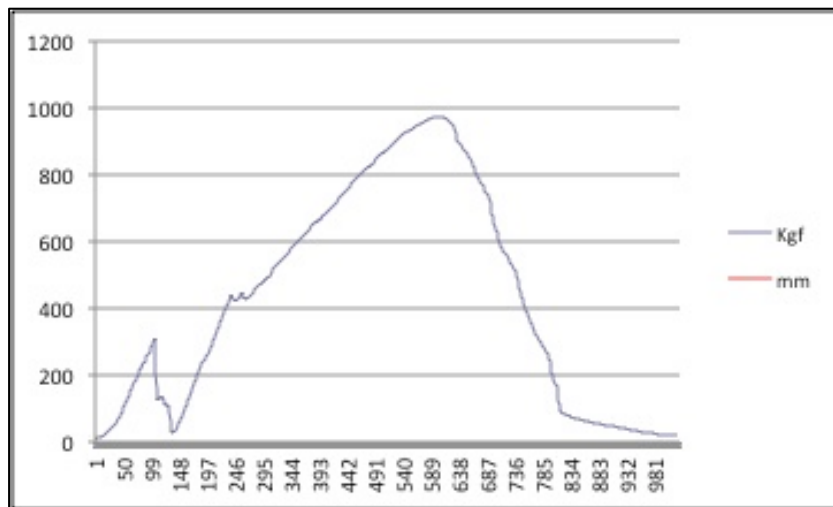


Fig. 5.18. Curva de tensión-deformación de la probeta MCT6.

### 5.2.2.3.3. LAVA™ All Ceramic System

En el sistema Lava, el núcleo demostró una resistencia a la fractura (2289.4 N) ligeramente superior a la resistencia a la fractura de los núcleos con el recubrimiento cerámico (2019.3 N). (Tabla 5.10.)

Las gráficas de tensión-deformación muestran como las probetas presentan una pendiente si deformación plástica hasta que se produce la fractura total de los núcleos representada como una caída brusca en la gráfica. (Figs. 5.19. y 5.20.)

FRACTURA	N	Media	D.E.
N	10	2289.4	515.08
T	10	2019.3	342.8

Tabla 5.10. Medias (N) y desviaciones estándar (DE) de la resistencia a la fractura de ambos grupos en el sistema Lava.

## Resultados

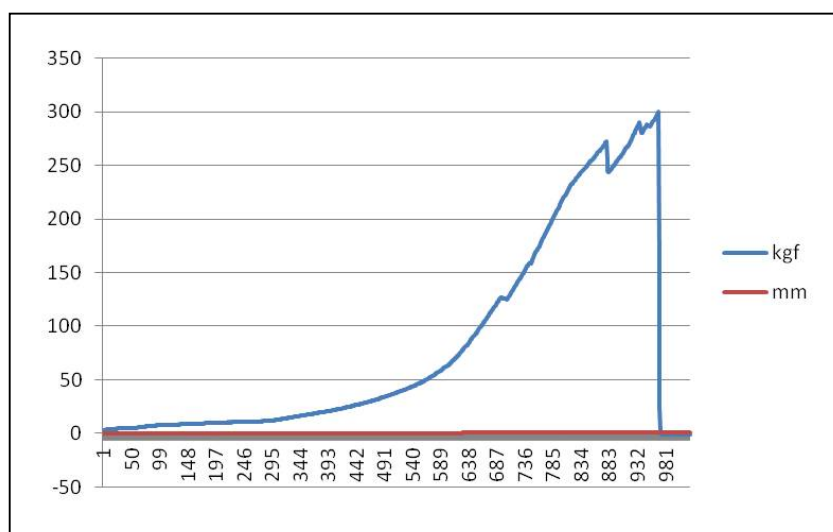


Fig. 5.19. Curva de tensión-deformación de la probeta LN7.

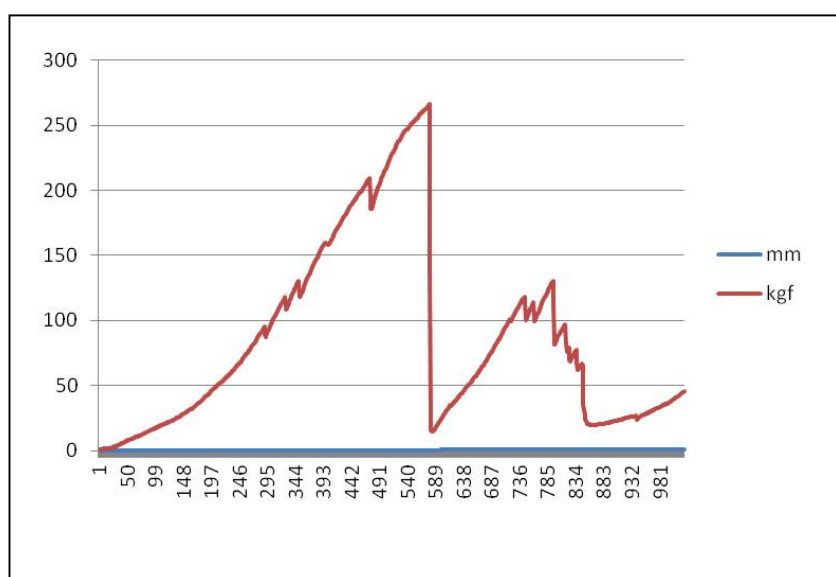


Fig. 5.20. Curva de tensión-deformación de la probeta LT6.



#### 5.2.2.3.4. IPS e.max® ZirCAD

En el grupo IPS e.max® ZirCAD se observó un valor de resistencia a la fractura de los núcleos ligeramente inferior (1968.4 N) respecto a la fractura de los núcleos con el recubrimiento cerámico (1990.9 N). (Tabla 5.11.)

Las gráficas de tensión-deformación muestran como las probetas presentan una pendiente sin deformación plástica hasta que se produce la fractura total de los núcleos representada como una caída brusca en la gráfica. (Figs. 5.21. y 5.22.)

FRACTURA	N	Media	D.E.
<b>N</b>	10	1968.4	509.8
<b>T</b>	10	1990.9	204.1

Tabla 5.11. Medias (N) y desviaciones estándar (DE) de la resistencia a la fractura de los núcleos y los núcleos con el recubrimiento cerámico en el sistema IPS e.max® ZirCAD.

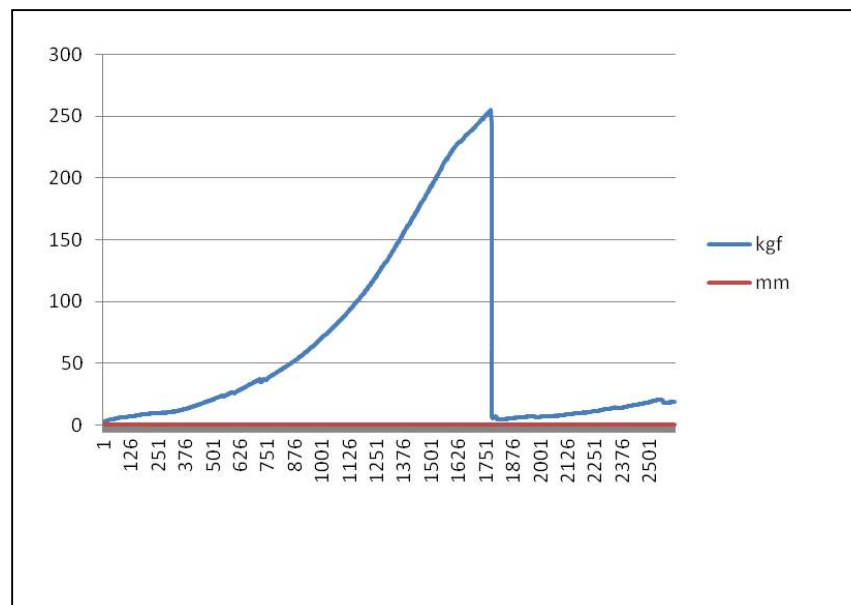


Fig. 5.21. Curva de tensión-deformación de la probeta ZZN6.

## Resultados

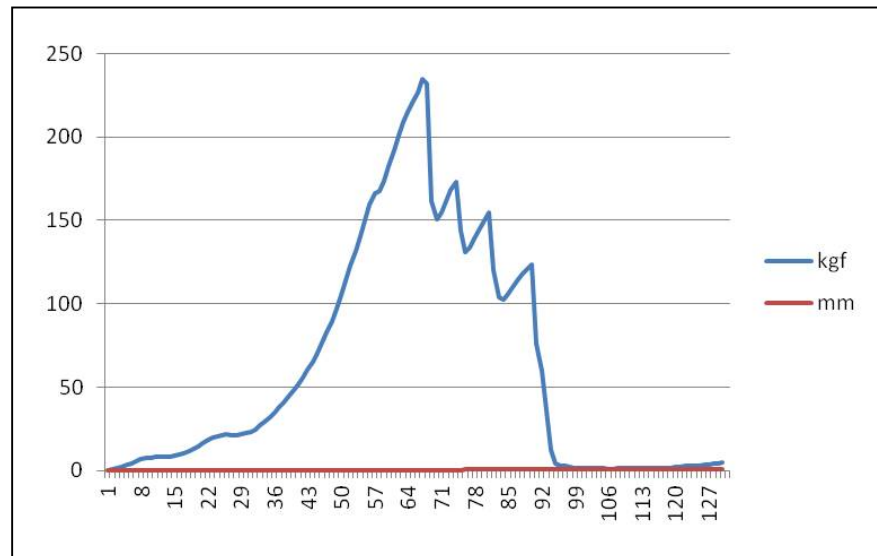


Fig. 5.22. Curva de tensión-deformación de la probeta ZZT1.

### 5.2.2.3.5. VITA IN-CERAM® YZ

En el sistema VITA In-Ceram® YZ, los núcleos presentaron una resistencia a la fractura (2038.49N) ligeramente superior a los núcleos con la cerámica de recubrimiento (1967.25N). (Tabla 5.12.)

Las gráficas de tensión-deformación muestran como las probetas presentan una pendiente sin deformación plástica hasta que se produce la fractura total de los núcleos representada como una caída brusca en la gráfica. (Figs. 5.23. y 5.24.)

FRACTURA	N	Media	D.E.
N	10	2038.4	590.9
T	10	1967.2	366.5

Tabla 5.12. Medias (N) y desviaciones estándar (DE) de la resistencia a la fractura de los dos grupos en el sistema Vita In-Ceram® YZ.

## Resultados

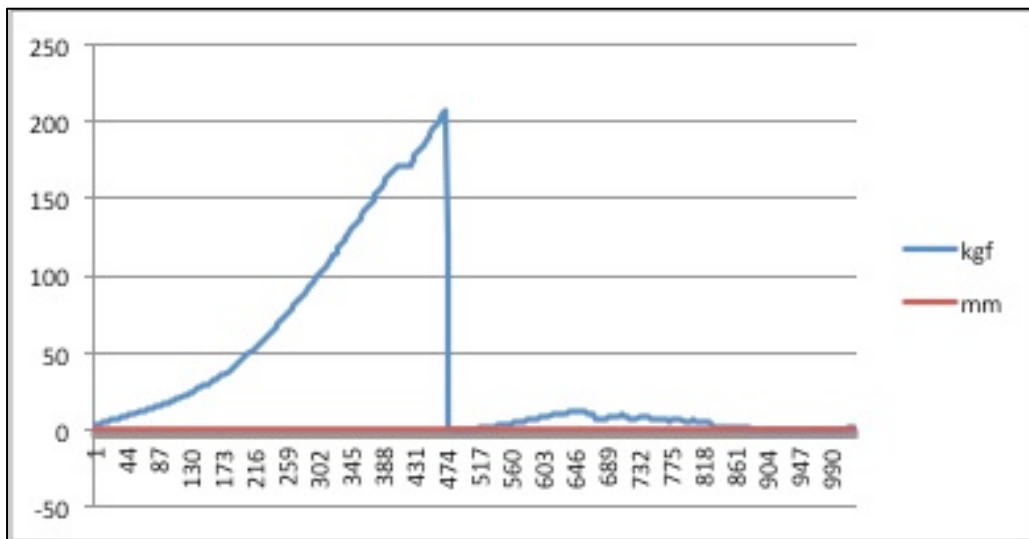


Fig. 5.23. Curva de tensión-deformación de la probeta YZN7.

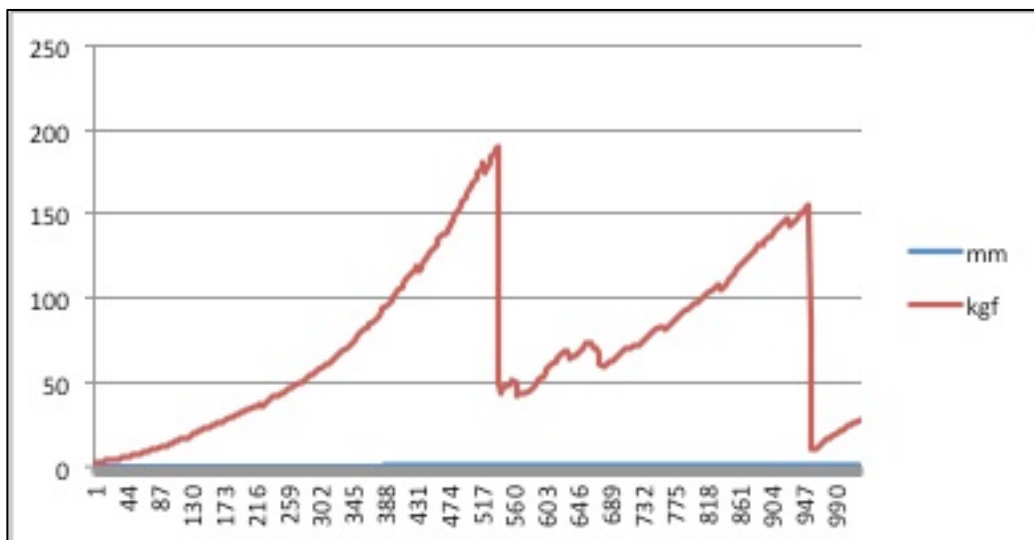


Fig. 5.24. Curva de tensión-deformación de la probeta YZT7.

### 5.2.3. ESTADÍSTICA INFERENCIAL

Se realizó el análisis de la varianza bifactorial donde la variable dependiente es la fractura, para ver si existía interacción entre los sistemas estudiados y el grupo (N y T).

Los resultados obtenidos fueron los siguientes:

1. No existen diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos N y T, es decir, antes y después del recubrimiento cerámico, independientemente del sistema analizado ( $P=0.446$ ).
2. Si existen diferencias estadísticamente significativas entre los sistemas entre sí ( $P=0.0001$ ).
3. No se demostró una interacción significativa entre el sistema objeto de estudio y los grupos analizados (N y T) ( $P=0.785$ ).

El **test ANOVA** realizado anteriormente pone de manifiesto que no existen diferencias entre ambos grupos (N y T) independientemente de los sistemas ( $P=0.446$ ). (Fig. 5.25.)

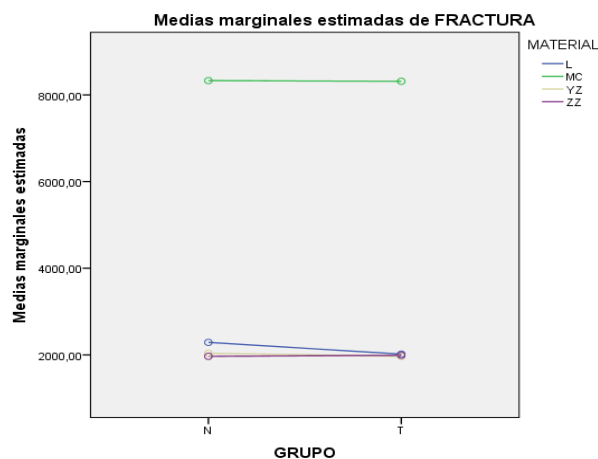


Fig. 5.25. Gráfica que representa los grupos N y T dentro de cada sistema.

### 5.2.3.1. RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LOS NÚCLEOS (N)

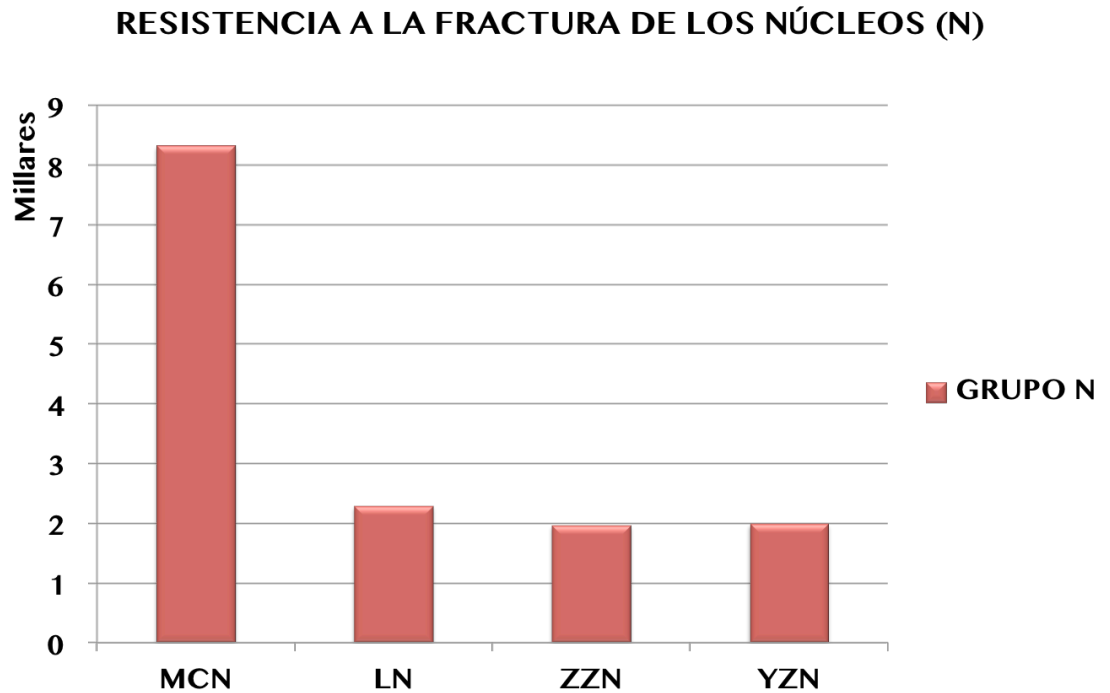


Fig. 5.26. Resistencia a la fractura (N) de los núcleos (Grupo N) dentro de cada sistema.

El análisis de la varianza unifactorial puso de manifiesto que existieron diferencias significativas entre los núcleos de los sistemas analizados ( $P=0.0001$ ).

El test post hoc DHS de Tukey demostró que las diferencias se establecían entre el sistema metal-cerámica y el resto de los sistemas de circonita como muestra la gráfica anterior. (Fig. 5.26)

## Resultados

No se observaron diferencias entre los valores de resistencia a la fractura de los núcleos para ninguno los sistemas cerámicos analizados. (Tabla 5.13.)

### Pruebas de los efectos inter-sujetos<sup>b</sup>

Variable dependiente:FRACTURA

Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	2,917E8	3	9,724E7	318,204	, 000
Intersección	5,348E8	1	5,348E8	1750,020	, 000
MATERIAL	2,917E8	3	9,724E7	318,204	, 000
Error	1,100E7	36	305584,474		
Total	8,375E8	40			
Total corregida	3,027E8	39			

a. R cuadrado = , 964 (R cuadrado corregida = , 961)

b. GRUPO = N

Tabla 5.13. Tabla que muestra que no existen diferencias para ninguno de los sistemas dentro del grupo N.

### 5.2.3.2. RESISTENCIA A LA FRACTURA DE LOS NÚCLEOS CON RECUBRIMIENTO CERÁMICO (T)

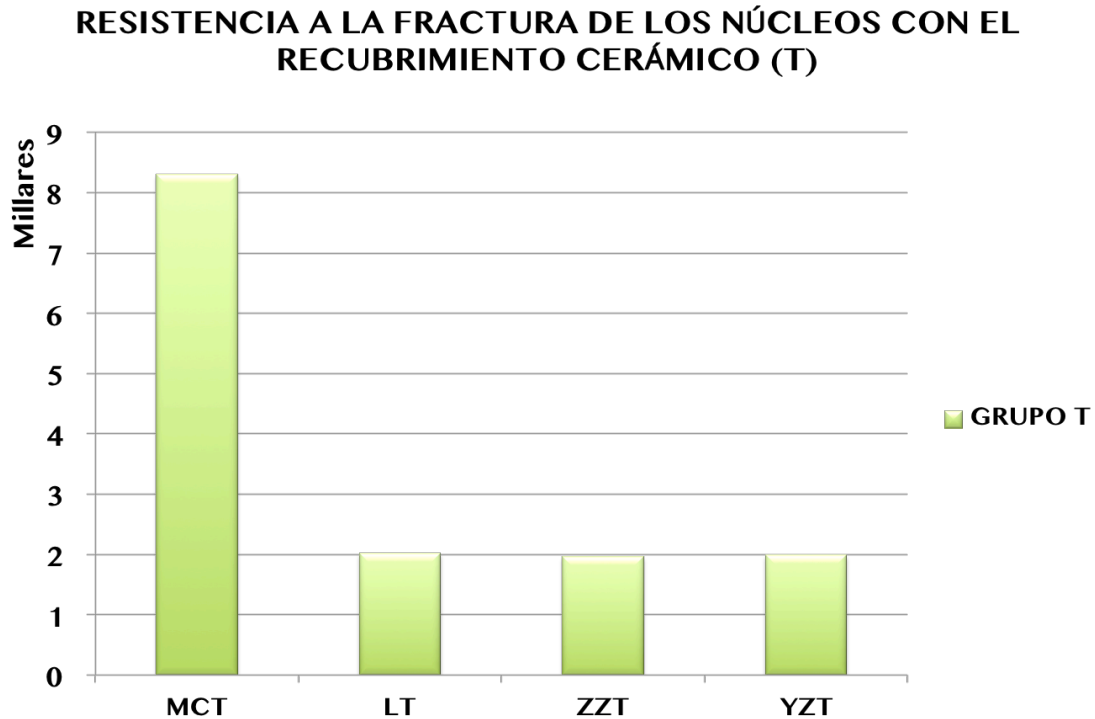


Fig. 5.27. Resistencia a la fractura (N) de los núcleos con el recubrimiento (Grupo T) dentro de cada sistema.

Los valores de resistencia a la fractura de los diferentes sistemas analizados se observan en la Fig. 5.27.

El análisis de la varianza unifactorial puso de manifiesto que existieron diferencias significativas entre los núcleos con el recubrimiento cerámico de los sistemas analizados ( $P=0.0001$ ).

El test post hoc DHS de Tukey demostró de nuevo que las diferencias se establecían entre el sistema metal-cerámica y el restos de los sistemas.

## Resultados

No se observaron diferencias significativas entre los valores de resistencia a la fractura de los núcleos con el recubrimiento cerámico para ninguno los sistemas analizados. (Tabla 5.14)

### Pruebas de los efectos inter-sujetos<sup>b</sup>

Variable dependiente: FRACTURA

Origen	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Modelo corregido	2,997E8	3	9,990E7	585,018	, 000
Intersección	5,106E8	1	5,106E8	2990,124	, 000
MATERIAL	2,997E8	3	9,990E7	585,018	, 000
Error	6147593,102	36	170766,475		
Total	8,165E8	40			
Total corregida	3,059E8	39			

a. R cuadrado =, 980 (R cuadrado corregida =, 978)

b. GRUPO = T

Tabla 5.14. Tabla que muestra que no existen diferencias para ninguno de los sistemas dentro del grupo T .



### 5.2.3.3. RESISTENCIA A LA FRACTURA DE CADA SISTEMA CERÁMICO

Los valores de resistencia a la fractura tanto del núcleo como del núcleo con la cerámica de recubrimiento de cada sistema se pueden observar en la Fig. 5.28.

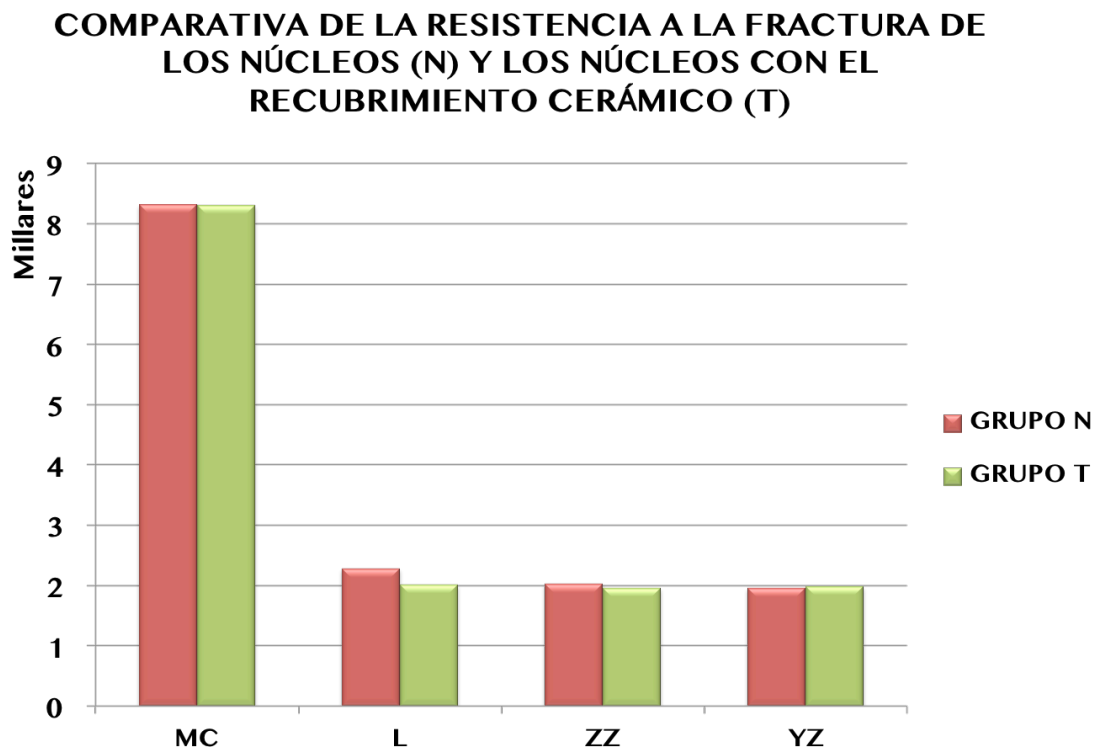


Fig. 5.28. Resistencia a la fractura (N) de los núcleos (Grupo N) y de los núcleos con el recubrimiento (Grupo T) dentro de cada sistema.

## Resultados

El **test ANOVA** puso de manifiesto que sí existían diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes sistemas ( $P=0.0001$ ) (Fig. 5.29.) y por este motivo se realizaron PRUEBAS POST HOC para comparar cada uno de los sistemas analizados con el resto, para este fin se empleó el **TEST DSH DE TUKEY**.

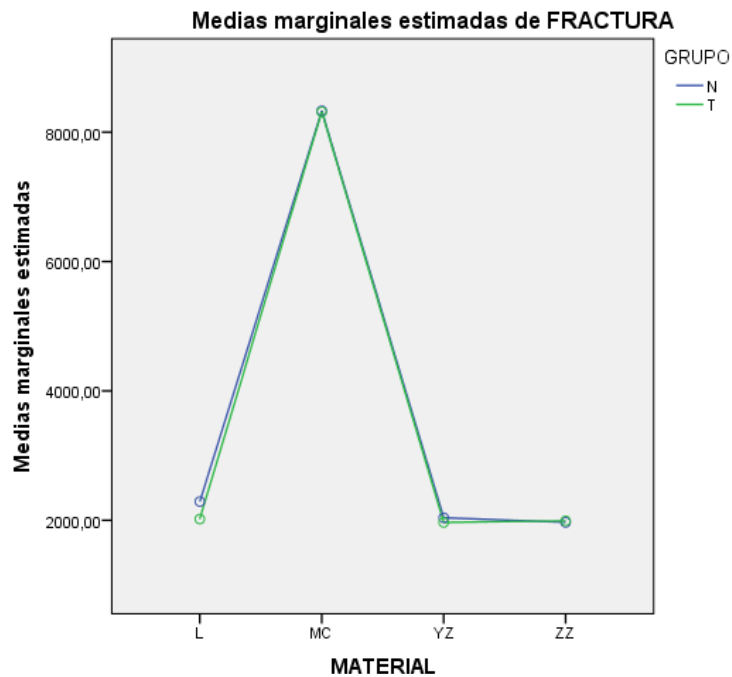


Fig. 5.29. Gráfica comparativa de los sistemas antes y después del recubrimiento cerámico.

Dentro de cada sistema analizado se unieron los grupos N y T, lo cual está justificado porque no hay diferencias estadísticamente significativas entre ellos. Los resultados obtenidos mediante el test de Tukey fueron los siguientes:

- Al comparar el sistema MC con el resto de sistemas, existen diferencias con el resto de sistemas:
  - **MC** → L →  $P= 0.000$
  - YZ →  $P= 0.000$

## Resultados

---

→ ZZ → P= 0.000

- Al comparar el sistema L con el resto, sólo existen diferencias significativas con el sistema MC:

- L → MC → P= 0.000

→ YZ → P= 0.751

→ ZZ → P= 0.660

- Al comparar el sistema ZZ con el resto, sólo existen diferencias significativas con el sistema MC:

- ZZ → MC → P= 0.000

→ L → P= 0.660

→ YZ → P= 0.999

- Al comparar el sistema YZ con el resto, sólo existen diferencias significativas con el sistema MC:

- YZ → MC → P= 0.000

→ L → P= 0.751

→ ZZ → P= 0.999

Por lo tanto podemos concluir que al comparar la resistencia a la fractura de todos los sistemas analizados sólo existen diferencias significativas del sistema MC (grupo control) con respecto a todos los demás. No se observaron diferencias entre los sistemas de circona analizados.

Para valorar si existen diferencias dentro de cada uno de los sistemas analizados en la resistencia a la fractura entre el núcleo y el núcleo con el recubrimiento cerámico se realizó el **TEST T DE STUDENT PARA IGUALDAD DE MUESTRAS**.

Los resultados fueron los siguientes para cada uno de los materiales analizados:

- MC: P=0.955

## Resultados

---

- L:  $P=0.184$
- YZ:  $P=0.75$
- ZZ:  $P=0.898$

Por lo tanto esta prueba vuelve a confirmar que no existen diferencias entre grupos N y T para ninguno de los sistemas objeto del estudio.

## **5.3. DIFRACCIÓN DE RAYOS X**

---

### **5.3.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA**

---

La difracción de Rayos X fue llevada a cabo para cuantificar la cantidad de transformación de fase que existe en el óxido de circonio en función de los tratamientos térmicos realizados.

Para el presente estudio se analizaron dentro de cada uno de los sistemas tres grupos, discos pulidos, discos fracturados y puentes fracturados. A su vez, dentro de cada uno de estos grupos, las muestras fueron divididas en sinterizadas y sometidas a ciclos de cocción.

Por tanto, para la realización del presente estudio se hizo la difracción de Rayos X de tres tipos de muestras dentro de cada uno de los sistemas cerámicos:

- Discos de zircona sin fracturar.
- Discos de zircona fracturados.
- Puentes cerámicos fracturados.

Y a su vez dentro de cada uno de los sistemas de zircona se realizó la difracción antes y después del recubrimiento cerámico.

Por lo tanto los grupos analizados mediante difracción de Rayos X quedaron de la siguiente manera:

- Grupo 1: discos de zircona pulidos sin fracturar.
  - o Sinterizados.
  - o Sometidos a cocciones tras el sinterizado.
- Grupo 2: Discos de zircona fracturados.
  - o Sinterizados.
  - o Sometidos a cocciones tras el sinterizado.
- Grupo 3: Puentes cerámicos fracturados.
  - o Núcleos de zircona sinterizada.
  - o Núcleos de zircona con recubrimiento cerámico.

## Resultados

Se realizaron varias medidas de cada una de las muestras y después se llevó a cabo la media de los valores obtenidos para expresar los resultados obtenidos en porcentajes. En cada uno de los sistemas se obtuvo una gráfica que expresaba la transformación de fase de cada uno de los grupos estudiados. En cada gráfica el color verde indica la superficie de los puentes fracturados, el color rojo la superficie de los discos fracturados y el color negro la superficie de los discos pulidos. (Figs. 5.30., 5.31., 5.32., 5.233., 5.34. y 5.35.)

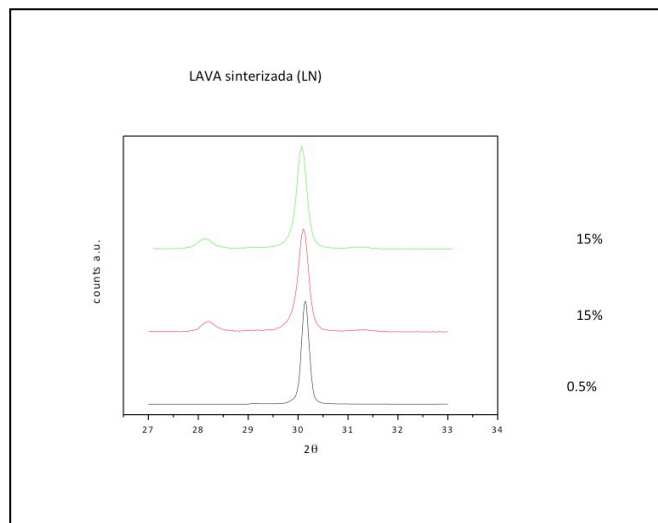


Fig. 5.30. Gráfica que muestra los porcentajes para las muestras del sistema Lava.

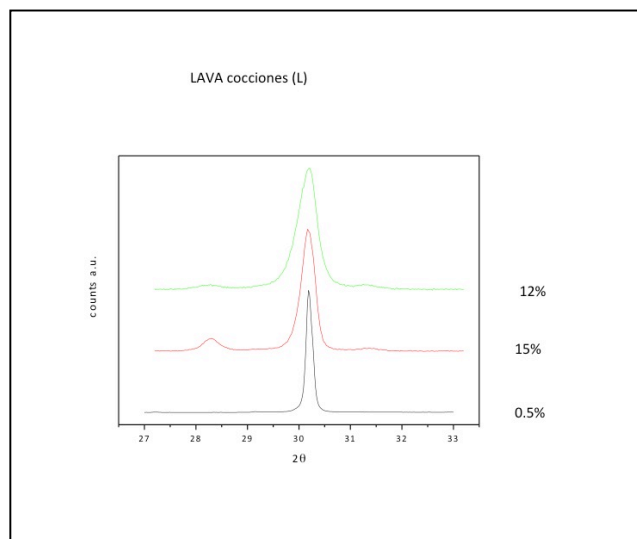


Fig.5.31. Gráfica que muestra los porcentajes para las muestras del sistema Lava con cocciones.

## Resultados

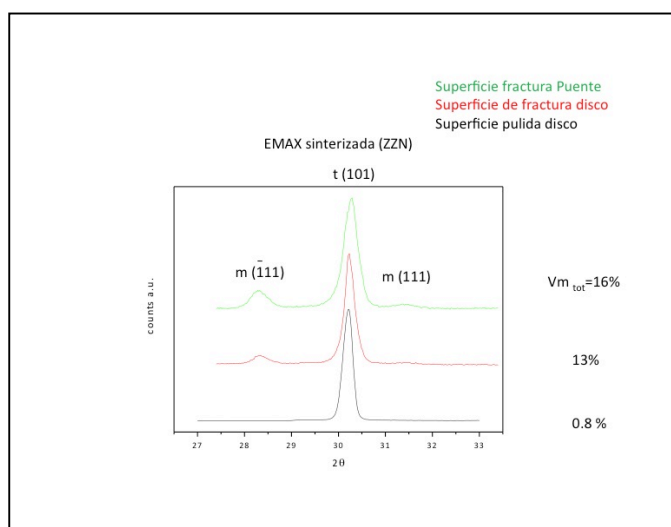


Fig. 5.32. Gráfica que muestra los porcentajes para las muestras del sistema IPS e.max<sup>®</sup> ZirCAD sinterizadas.

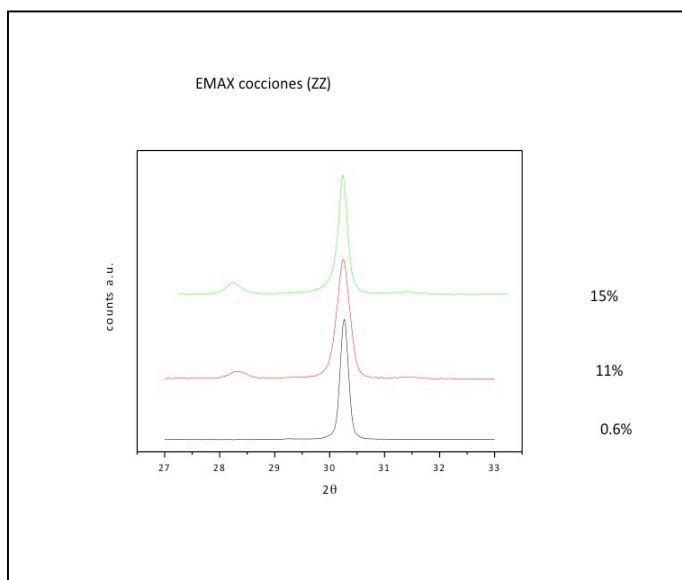


Fig. 5.33. Gráfica que muestra los porcentajes para las muestras del sistema IPS e.max<sup>®</sup> ZirCAD con cocciones.

## Resultados

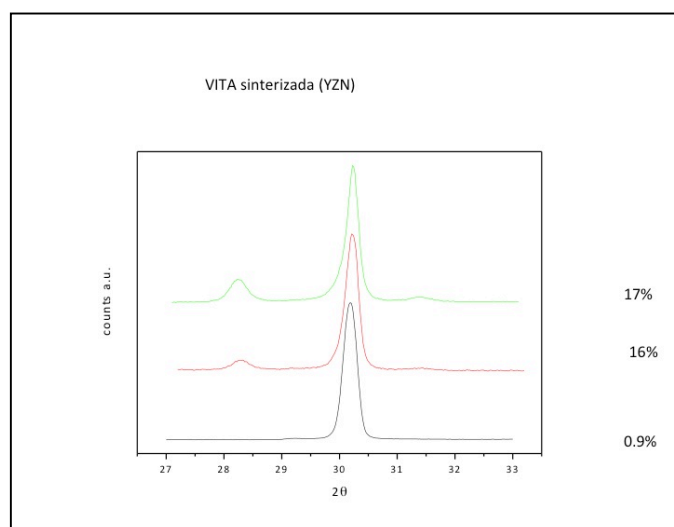


Fig. 5.34. Gráfica que muestra los porcentajes para las muestras del sistema Vita In-Ceram<sup>®</sup> YZ sinterizado.

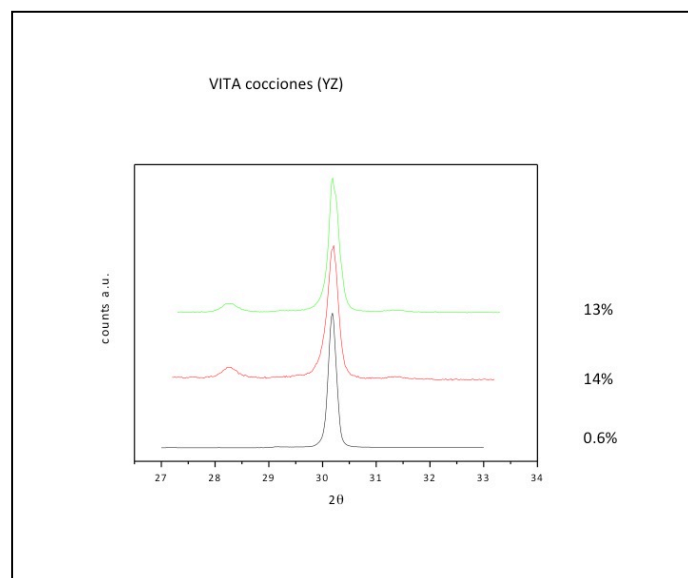


Fig. 5.35. Gráfica que muestra los porcentajes para las muestras del sistema Vita In-Ceram<sup>®</sup> YZ con cocciones.



## Resultados

En la Tabla 5.15. se muestran los valores en porcentaje de la transformación de fase sufrida por los tres sistemas cerámicos en las diferentes condiciones.

	LAVA SINTERIZADA (LN)	LAVA COCCIONES (LT)	E.MAX SINTERIZADA (ZZN)	E.MAX COCCIONES (ZZT)	VITA YZ SINTERIZADA (YZN)	VITA YZ COCCIONES (YZT)
SUPERFICIE DISCO PULIDO	0.5	0.5	0.8	0.6	0.9	0.6
SUPERFICIE DISCO FRACTURADO	15	15	13	11	16	14
SUPERFICIE PUENTE FRACTURADO	15	12	16	15	17	13

Tabla 5.15. Valores obtenidos de la cantidad de transformación de fase expresados en porcentajes de los resultados obtenidos tras la difracción de Rayos X.

## **5.3.2. ESTADÍSTICA INFERENCIAL**

---

Para analizar los resultados obtenidos con la difracción de Rayos X se llevó a cabo el test de la t de Student con la corrección de Bonferroni.

Para llevar a cabo la estadística dentro de cada sistema fueron analizadas tres tipos de muestras:

1. Discos pulidos
2. Discos fracturados
3. Puentes fracturados.

A su vez, dentro de cada grupo se evaluaron muestras sinterizadas y sometidas a cocciones.

Al comparar la presencia de transformación de fase antes y después de las cocciones en cada tipo de muestra dentro de cada uno de los sistemas, los resultados fueron que no existían diferencias antes y después de las cocciones en ninguna de las muestras. Por lo tanto podemos concluir que las cocciones no influyen en la cantidad de transformación de fase.

Al comparar las muestras sinterizadas de cada uno de los sistemas, los resultados fueron que existían diferencias significativas entre las muestras pulidas y las fracturadas, pero no entre los discos fracturados y los puentes fracturados entre sí. Una vez producida la fractura, la cantidad de transformación de fase presente es muy similar en todas las muestras. Estos resultados son obtenidos en todos los sistemas.

Al comparar las muestras sometidos a cocciones los resultados fueron iguales al grupo anterior, existen diferencias entre las muestras pulidas y las fracturadas, pero no entre los discos fracturados y los puentes fracturados. Esto ocurre de la misma manera en todos los sistemas cerámicos.

Cuando comparamos los sistemas cerámicos entre sí, comparando cada tipo de muestra, los resultados son que no existían diferencias entre ninguno de los sistemas entre sí.


## Resultados

---

A la vista de los resultados obtenidos tras llevar a cabo la difracción de Rayos X se puede llegar a las siguientes conclusiones:

- No existen diferencias en el porcentaje de transformación de fase sufrido por los diferentes sistemas antes y después de someterlos a las cocciones para la aplicación del recubrimiento cerámico.
- No existen diferencias entre los sistemas entre sí, todos muestran valores similares comparando cada grupo entre sí, lo cual corrobora los resultados obtenidos en el análisis de la resistencia a la fractura al comparar los sistemas entre sí, donde las tres casas comerciales analizadas muestran propiedades muy similares.
- Si existen diferencias entre las muestras que han sido sometidas a carga con las que no, lo cual pone de manifiesto el desarrollo del mecanismo de transformación de fase que sufre la circona al ser sometida a situaciones de estrés.



The background of the slide features a large, faint, circular seal of the Complutense University of Madrid. The seal contains a central shield with a crown on top, flanked by two eagles with spread wings. A banner at the bottom of the seal reads "MATRITENSIS".

# 6. DISCUSIÓN



Las cerámicas son materiales de gran dureza pero a su vez son muy frágiles. A lo largo de la historia de la prótesis fija en Odontología se ha buscado sustituir la clásica restauración metal-cerámica por materiales más estéticos y biocompatibles. Sin embargo, a pesar de los años que las cerámicas llevan en el mercado aún hoy día son necesarios más estudios que evalúen la resistencia a la fractura de las diferentes cerámicas a fin de encontrar un sustituto definitivo del metal que ofrezca las mismas propiedades mecánicas que éste pero con una mejora en la estética y biocompatibilidad de las restauraciones.

### **Aspectos generales**

Actualmente el óxido de circonio es el que parece presentarse como sustituto del metal en términos de resistencia ya que hasta el momento es la cerámica que mejores propiedades mecánicas presenta en comparación con las cerámicas aluminosas o feldespáticas. Sin embargo, uno de los inconvenientes que presenta el óxido de circonio es su elevada opacidad, lo cual limita las propiedades estéticas. En este campo existen materiales con una mayor translucidez que el óxido de circonio, pero que ofrecen peores propiedades mecánicas. Aún así el óxido de circonio está mejorando progresivamente sus propiedades ópticas.

Baldissara y cols evaluaron la translucidez de diferentes sistemas de óxido de circonio, siendo el que obtuvo mejores resultados estéticos el sistema Lava frente a Procera, IPS e.max ZrCAD, Vita YZ y Cercon. Aún así, su translucidez siempre fue menor que la de las cerámicas de disilicato de litio.<sup>(65)</sup>

En el presente estudio evaluamos la resistencia a la fractura de sistemas que emplean como núcleo el óxido de circonio comparándolo a su vez con el clásico metal-cerámica. Sin embargo, no sólo el tipo de cerámica influye en la resistencia a la fractura, sino que son muchos los factores que pueden influir en las propiedades de los materiales.

Obviamente uno de los principales factores son las características fisiológicas y anatómicas del individuo. Se calcula que las fuerzas ejercidas a

nivel del primer molar son de aproximadamente 300-800 N, mientras que en la zona anterior se reducen a 60-200 N.<sup>(66, 67)</sup> En algunos casos de parafunciones hay estudios que afirman que las fuerzas oclusales podrían llegar a alcanzar los 1000N.<sup>(67)</sup>

Todos estos factores oclusales, sumados a la posible fatiga del material hacen que se llegue a la conclusión de que la fuerza mínima que deben asumir los materiales esté entre los 500 y 900N. Por ello los resultados in vitro deben estar entorno a los 1000N para considerar un pronóstico clínico favorable.<sup>(68, 69)</sup>

En el presente estudio in vitro los puentes de todos los sistemas estudiados obtuvieron valores de resistencia a la fractura por encima de la media de las fuerzas masticatorias máximas (1000N). Por lo tanto, se podría afirmar que cualquiera de estos sistemas sería capaz de soportar las fuerzas máximas de masticación.

Otro de los factores que pueden influir en la resistencia mecánica de las restauraciones cuando se evalúan mediante estudios in vitro es la microestructura del material cerámico, la técnica de fabricación, la terminación de la superficie, así como el método de cementado.

En el presente trabajo se siguieron los protocolos clínicos para el cementado empleando un cemento de uso convencional como es el vidrio ionómero. Hay autores que no han encontrado diferencias significativas en el tipo de cemento empleado.<sup>(70, 71)</sup> Uno de los casos es el estudio de Okutan y cols donde no encuentran diferencias significativas entre emplear cementos de vidrio ionómero y cementos de resina.<sup>(70)</sup>

Otro dato a tener en cuenta son las líneas de terminación, en el presente estudio se empleó el chamfer en cada una de las restauraciones ya que los sistemas CAD/CAM requieren que la preparación sea perfectamente redondeada para poder leer los ángulos con claridad. Los ángulos agudos van a crear sombras que no permiten la correcta lectura de todas las superficies, lo cual puede traducirse en un desajuste y por tanto en una mala distribución de las cargas sobre el muñón dentario que pueden conllevar un mayor riesgo de fractura de la restauración.<sup>(72)</sup>



## Discusión

---

A pesar de que el ajuste marginal no es un objetivo del presente estudio es conveniente decir que hay estudios que analizan el desjuste de los mismos sistemas analizados en el presente estudio obteniendo resultados inferiores a las 50  $\mu$ ,<sup>(73, 74)</sup> lo cual se encuentra dentro de los valores clínicamente aceptables, de 100 a 120  $\mu$ , determinados por autores como McLean y Von Frauhofen.<sup>(75)</sup>

### **Propiedades mecánicas del óxido de circonio**

En el presente trabajo en primer lugar se llevó a cabo el análisis microestructural y de las propiedades mecánicas sobre bloques sinterizados y sometidos a cocciones de recubrimiento de los diferentes óxidos de circonio empleados para poder compararlos entre sí.

El análisis microestructural de los materiales empleados es fundamental para descartar leves cambios en la composición de las circonas de las diferentes casas comerciales que puedan afectar de manera irreversible a nuestras restauraciones, alterando propiedades tan importantes como las mecánicas.<sup>(63)</sup>

En el análisis de la microestructura se aprecia como no existe un incremento del tamaño del grano antes y después del recubrimiento cerámico, por lo cual se llega a la conclusión de que los ciclos de horno a los cuales es sometido el óxido de circonio para la aplicación de la cerámica de recubrimiento no influye en la microestructura del material. Esto explica los resultados obtenidos en el presente estudio sobre puentes de tres piezas de óxido de circonio donde en cuanto a la resistencia a la fractura no existen diferencias antes y después del recubrimiento cerámico ya que el tamaño de grano del óxido de circonio sigue siendo el mismo.

Una vez analizada la microestructura de bloques de zircona de los tres sistemas cerámicos estudiados se procedió al estudio de la dureza y la tenacidad mediante el método de indentación Vickers. Las conclusiones obtenidas fueron que sólo existían diferencias en el sistema IPS e.max<sup>®</sup> ZirCAD con respecto al resto, pero que las diferencias no tuvieron trascendencia como demostró posteriormente en ensayo de flexión. La media de la dureza fue de 12.76 GPa para 1kg de carga, mientras que la media de la tenacidad fue de 3.58 MPa. m (1/2) para 50 Kg de carga. Datos prácticamente iguales a los obtenidos en el presente estudio tanto de análisis microestructural como de propiedades mecánicas fueron obtenidos por Sarkar y cols.<sup>(76)</sup>

La ausencia de diferencias entre los tres sistemas de zircona en cuanto a la microestructura y a las propiedades mecánicas nos permiten

llegar a la conclusión de que los óxidos de circonio empleados por los tres diferentes sistemas presentan unas propiedades de base iguales, lo cual hace prever que su comportamiento va a ser muy similar antes situaciones de estrés.

Para comprobar esto último se llevó a cabo un ensayo de resistencia a la flexión biaxial de los bloques de óxido de circonio de los tres sistemas cerámicos donde se observó un ligero descenso de la resistencia a la fractura de las muestras sometidas a las cocciones para la cerámica de recubrimiento, pero sin mostrar diferencias significativas entre las muestras sinterizadas y las sometidas a cocciones. Tampoco se encontraron diferencias significativas entre las diferentes circonas entre sí. Estos mismos resultados fueron corroborados al hacer el ensayo de flexión sobre los puentes de tres piezas de los tres sistemas, donde los valores de resistencia a la fractura sufrían un leve descenso tras el recubrimiento pero las diferencias no eran significativas ni antes y después del recubrimiento cerámico, ni entre los sistemas cerámicos entre sí.

Como el descenso en la resistencia de los materiales según el presente estudio no está relacionado con la microestructura, ya que el tamaño de grano continua siendo el mismo antes y después de las cocciones, se llevó a cabo la difracción de Rayos X con el fin de evaluar el mecanismo de reforzamiento por transformación de fase que actúa en los diferentes sistemas, demostrando los resultados un incremento del porcentaje de transformación de fase.

Son muchos los autores que hablan de un descenso en la resistencia a la fractura y un incremento de la transformación de fase tras someter al óxido de circonio a diferentes procedimientos como pueden ser el termociclado o el arenado de las muestras.<sup>(77-79)</sup>

Sin embargo, otros autores como Song y cols<sup>(80)</sup> no encuentran diferencias en la resistencia a la fractura del óxido de circonio al someter a las muestras a procesos como el arenado con óxido de aluminio o elevadas temperaturas. Este tema es interesante como objeto de estudio de investigaciones posteriores.

### **Transformación de fase y difracción de Rayos X**

En el presente estudio evaluamos la resistencia a la fractura al someter a las muestras a los ciclos de horno necesarios para la aplicación de la cerámica de recubrimiento, obteniendo como resultados que no existen diferencias en la resistencia a la fractura antes y después del recubrimiento cerámico ni en los bloques de zircona, ni en los puentes de tres piezas.

En segundo lugar se evaluó la cantidad de mecanismo de transformación de fase presente en las muestras sinterizadas y las sometidas a cocciones de recubrimiento, donde no se encuentran diferencias. Tras la fractura de las muestras, tanto de los discos de óxido de circonio, como de los puentes, los resultados muestran un incremento del porcentaje de transformación de fase. Es decir, un aumento de la presencia de fase monoclinica frente a la tetragonal.

Una de las principales características que ofrece el óxido de circonio frente a otros materiales es su mecanismo de transformación de fase que hace que tras la aplicación de tensión sobre el óxido de circonio sus partículas pasen de fase tetragonal a monoclinica proporcionando un aumento de tamaño de éstas que impide la propagación de la grieta. Es por esto que uno de los objetivos principales de nuestro estudio es analizar si las cocciones a las que se somete a las estructuras de óxido de circonio influyen en la resistencia a la carga de la restauración. Es mucha la controversia que aparece en la literatura acerca de este tema.

Lawson<sup>(81)</sup> describió el fenómeno de envejecimiento como la lenta transformación del óxido de circonio a fase monoclinica pasando por las etapas de transformación superficial, nucleación y crecimiento. En medicina, en el año 2001, múltiples implantes de cadera fabricados con zircona tuvieron que retirarse por fractura. Este hecho supuso un estrepitoso fracaso del material cuya comercialización fue prohibida en Francia para la fabricación de implantes protésicos.

Chevalier y cols<sup>(16)</sup> en 2006 volvieron a analizar el fenómeno de envejecimiento del óxido de circonio y los factores que desencadenan la transformación. Estos autores hacen hincapié en la necesidad de normalizar

y estandarizar los aspectos relativos al procesamiento y manipulación de las circonas con la finalidad de obtener materiales con la menor susceptibilidad posible de envejecer, ya que según ellos no todos los tipos de circona son igual de susceptibles al envejecimiento.

Muchos autores afirman que el mecanismo de transformación de fase que sufre el óxido de circonio es el responsable del debilitamiento de las estructuras. A estas conclusiones llegan autores como Allahkarami y cols y Oilo y cols.<sup>(27, 82)</sup> Esto es corroborado también por Borchers y cols que obtienen que el mecanismo de transformación de fase asciende de un 2 a un 10% tras la colocación de la cerámica de recubrimiento.<sup>(26)</sup> Son varios los autores que afirman que la resistencia de las restauraciones se reduce al cargar la cerámica de recubrimiento, probablemente provocado por las repetidas cocciones que sufren las estructuras desencadenando un incremento del mecanismo de transformación de fase.<sup>(25)</sup>

Sin embargo, otros autores como Doi y cols sugieren que el tratamiento con calor mediante cocciones del óxido de circonio, para colocar la cerámica de recubrimiento no influye en la resistencia a la aparición de chippings o fracturas.<sup>(83)</sup> A esta misma conclusión llegan Papanagiotou y cols en su estudio en el que evalúan cambios en la resistencia a la flexión o en el mecanismo de transformación de fase de estructuras de circona sometidas a cambios de temperatura y al pulido final, llegando a la conclusión de que no existen diferencias significativas en la resistencia de la circona tras estos procesos.<sup>(84)</sup>

Preis y cols<sup>(85)</sup> someten a puentes de circona de tres piezas a varios tratamientos de superficie llegando a la conclusión de que el óxido de circonio presenta una alta resistencia a los fracasos y a las fracturas a pesar de sufrir diferentes tratamientos de superficie.

Es por esto que en el presente estudio se evaluó la diferencia de resistencia que existe entre la estructura de óxido de circonio y la estructura con el recubrimiento cerámico en tres sistemas de circona diferentes, Vita In-Ceram YZ, Lava All Ceramic System y IPS e.max ZirCAD,

comparándolo a su vez con el gold standard en este tema que son las restauraciones metal-cerámica.

Para comprobar la repercusión del mecanismo de transformación de fase en la resistencia a la fractura de las estructuras de circonita, en el estudio se llevó a cabo la difracción de Rayos X de las muestras antes y después de las cocciones para el recubrimiento cerámico.

Los resultados obtenidos en las muestras pulidas fueron que las cocciones a las que se someten las estructuras para colocar la cerámica de recubrimiento no producían un aumento significativo en la transformación de fase de ninguno de los sistemas. Esto quiere decir que toda la fase tetragonal está retenida (por la estabilización con itria) y que puede transformar para aumentar su tenacidad. Por lo tanto en nuestro estudio no podemos afirmar que las cocciones sufridas por la circonita durante la colocación de la cerámica de recubrimiento tengan ninguna repercusión en la resistencia a la fractura posterior de las estructuras de óxido de circonio.

Sin embargo, al hacer la difracción de Rayos X de las muestras fracturadas tras ser sometidas a carga si existía un aumento de la fase tetragonal a monoclinica en torno al 10-17%, no existiendo diferencias entre los diferentes sistemas, así como tampoco antes y después de las cocciones para la aplicación del recubrimiento cerámico.

Así pues, las cocciones para la aplicación de la cerámica de recubrimiento no afectan a la capacidad de transformación de los diferentes núcleos de circonita del estudio, por lo que la tercera hipótesis nula de la presente investigación debe ser aceptada.

Por otro lado, las tres circonitas analizadas en el estudio tienen las mismas características mecánicas en cuanto a su tenacidad (mecanismo de reforzamiento por transformación).

Los resultados del presente estudio serían pues similares a los obtenidos por Papanagiotou y cols.<sup>(84)</sup> que no observaron diferencias significativas en la resistencia a la flexión de la circonita cuando era sometida a cambios de temperatura ni al pulido de las superficies.

## Discusión

---

La transformación de fase observada en el presente estudio ante una situación de estrés está dentro de los valores normales del comportamiento de una material como la circona. Por lo tanto se corroboran los resultados obtenidos con las pruebas de carga, donde no existen diferencias a la resistencia a la fractura entre los sistemas ni antes ni después del recubrimiento cerámico puesto que en todos la transformación de fase ante la carga es muy similar.

No existen demasiados estudios que analicen la difracción de Rayos X de la circona aplicada al campo de la Odontología.

Un estudio de Grigore y cols<sup>(86)</sup> aplica diferentes tratamientos de superficie a la circona cargada con la cerámica de recubrimiento, las conclusiones que obtuvieron es que los tratamientos de arenado y perforación con fresa de la cerámica de recubrimiento si generaban un aumento en la transformación de fase de la estructura obteniendo un mayor porcentaje de fase monoclinica. Sin embargo, los tratamientos térmicos eran capaces de generar una reconversión de la fase monoclinica a la tetragonal.

Esta cualidad de la circona es muy interesante ya que la posibilidad de pasar de una fase a otra con los cambios de temperatura nos hace valorar que la circona no sólo se degrada pasando de la fase tetragonal a monoclinica si no que existe la posibilidad de una reconversión de fase monoclinica a tetragonal pudiendo valorarse por esto no sólo el concepto de “envejecimiento” del óxido de circonio, si no también el posible “rejuvenecimiento” del mismo. Este concepto es interesante para posibles investigaciones posteriores.

Otro estudio de Choi y cols<sup>(40)</sup> emplea la difracción de Rayos X para evaluar diferentes cerámicas de recubrimiento sobre núcleos de óxido de circonio, llegando a la conclusión que las cerámicas que contienen leucita presentan mayor adhesión a los núcleos de circona.<sup>(40)</sup>

En definitiva, lo que está claro es que la circona presenta una cualidad interesante y que la hace única, que es su mecanismo de transformación de fase. Este mecanismo, capaz de detener el avance de una grieta, por otro lado parece generar un envejecimiento del material con el paso del tiempo. Es interesante tener en cuenta la posibilidad citada en el presente estudio de que la circona no sólo pase de fase tetragonal a

## Discusión

---

monoclínica, si no que también pueda volver de la fase monoclínica a la tetragonal, lo cual supondría no sólo que el óxido de circonio no envejece con el paso del tiempo como se cree hasta el momento, si no que incluso tiene la capacidad de “rejuvenecer”. Este tema es interesante como objeto de futuras investigaciones.



### **Cerámica de recubrimiento y chipping**

Las cerámicas de recubrimiento empleadas en el presente estudio fueron las indicadas por cada casa comercial en cada uno de los sistemas estudiados puesto que en este estudio no se evalúa la resistencia de las diferentes cerámicas de recubrimiento entre sí, si no la resistencia a la fractura de los núcleos y como son afectados por las cocciones que requiere el recubrimiento cerámico.

Son muchos los estudios que analizan la unión entre el óxido de circonio y la cerámica de recubrimiento. La unión química por oxidación del metal y mecánica gracias a las microrretenciones que se producen en las restauraciones metal-cerámica es sobradamente conocida, sin embargo, hoy en día la unión del circonio a la cerámica de recubrimiento aún supone una dificultad en los procesos de laboratorio. Como vemos en la imagen, existe una unión química entre el óxido de circonio y la cerámica de recubrimiento gracias al liner aplicado entre ambos materiales. (Fig. 6.1.)

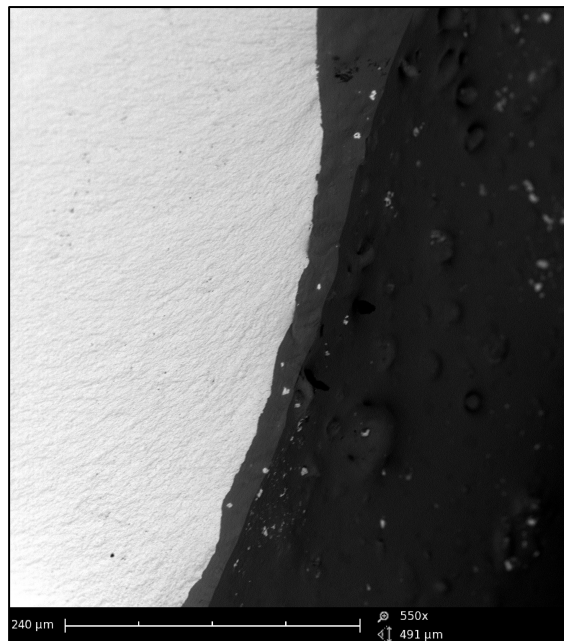


Fig. 6.1. Interfase circona-cerámica de recubrimiento con el agente de unión entre los dos materiales.

Un estudio realizado por Ashkanani y cols ya demostraba que la unión metal-cerámica mostraba diferencias significativas con la unión circona-cerámica a favor de la metal-cerámica.<sup>(87)</sup> Fischer y cols ya evidenciaban que el coeficiente de expansión térmica y la temperatura de transición vítrea influían notablemente en la resistencia de esta unión.<sup>(88)</sup> Rocha y cols evidenciaban que la falta de unión entre óxido de circonio y recubrimiento es la principal causa del chipping.<sup>(89)</sup>

La composición de la cerámica de recubrimiento así como la técnica de aplicación son otros de los grandes campos estudiados con respecto a las restauraciones de circona.

En cuanto a la composición del recubrimiento Choi y cols <sup>(40)</sup> llegan a la conclusión de que las cerámicas de recubrimiento con leucita, en este caso Noritake CZR Press y Vita PM9 presentan una mayor adhesión a las estructuras de circonio que las que no la llevan, IPS e.max ZirPress y Wieland PressXzr. La introducción de este material en las cerámicas de recubrimiento fue desarrollado por Wohlwend en 1991.<sup>(4)</sup>

Christensen y cols realizan un estudio clínico a tres años donde obtienen como una de las conclusiones principales que la cerámica de recubrimiento inyectada con leucita presenta los mejores resultados.<sup>(39)</sup>

Así mismo Beuer y cols concluyen que las estructuras de circona recubiertas con cerámica de recubrimiento de fluorapatita pueden ser una opción válida de tratamiento.<sup>(90)</sup>

En cuanto a la técnica de confección de los recubrimientos, en nuestro estudio se llevó a cabo la técnica de recubrimiento por capas por ser hasta el momento la técnica más empleada. No existen resultados concluyentes en los estudios hasta el momento en cuanto a si es mejor la cerámica inyectada o por capas, y al no ser una de las variables analizadas en el presente estudio, para estandarizar el proceso en todos los sistemas se aplicó la cerámica estratificada de la misma manera.

Son muchos los estudios que analizan la resistencia de las diferentes cerámicas de recubrimiento según la técnica de procesado. Chaar y cols comparan la técnica de recubrimiento por capas e inyectada, llegando a la

conclusión de que la cerámica inyectada se mantenía estable tras el termociclado.<sup>(91)</sup> Heintze y cols en su estudio también corroboran la teoría de que la cerámica inyectada presenta una mejor unión al circonio que la cerámica por capas.<sup>(32)</sup> Sin embargo, en un estudio de Tasalouchou y cols sobre núcleos de circonio del sistema Everest no encuentran diferencias en la resistencia de la cerámica inyectada, IPS e.max ZirPress, frente a la cerámica por capas de IPS e.max.<sup>(92)</sup>

Stawarczyk y cols también compara la cerámica IPS e.max Ceram con GC Initial ZR y Vita VM9 obteniendo como resultados que la IPS e.max In Ceram es la que muestra valores más bajos de resistencia a la carga en el caso de la fractura parcial pero sin embargo en la fractura global, las tres cerámicas no presentan diferencias significativas entre ellas.<sup>(93)</sup>

Un estudio de Fischer y cols<sup>(94)</sup> evalúa las cerámicas de recubrimiento de varios sistemas cerámicos. En el caso de Lava, la resistencia a la flexión fue de 90MPa, mientras que en el sistema IPS e.max fue algo menor, 85.7 MPa, lo cual no es estadísticamente significativo.

Dittmer y cols realizan un estudio in vitro donde evalúan los cambios de ajuste interno y externo de puentes de 4 piezas de circonio tras el recubrimiento y los resultados obtenidos son que la cerámica puede producir desajustes que pueden traducirse en repercusiones clínicas.<sup>(95)</sup>

Aunque no es objeto del presente estudio, la justificación de que las cerámicas de recubrimiento y su unión a las estructuras de zircona sean un tema tan estudiado es que el chipping por la falta de unión entre los dos materiales sigue siendo el caballo de batalla a la hora emplear las restauraciones de zircona. La falta de unión entre la estructura y la cerámica de recubrimiento supone un aumento del riesgo de chipping y de fractura que puede iniciarse en los márgenes de la cerámica de recubrimiento.<sup>(89)</sup>

El problema del chipping es un problema inherente que puede generar una impredecible tasa de éxito de las restauraciones.<sup>(89)</sup> Un estudio de Schmitt y cols en el que analizan puentes de óxido de circonio a cuatro

## Discusión

años de uso clínico revela que el chipping se produjo en el 20% de los casos.<sup>(96)</sup>

Este problema se intenta solucionar con técnicas como el “doble recubrimiento” o la fabricación de restauraciones monolíticas donde toda reconstrucción es realizada en óxido de circonio sin presencia de cerámica de recubrimiento.<sup>(1)</sup> (Fig. 6.2.)

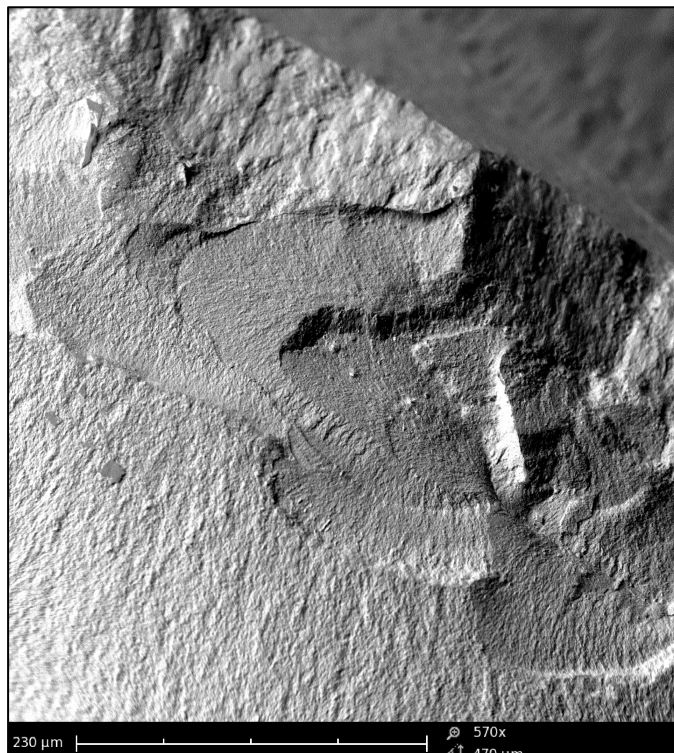


Fig. 6.2. Imagen al M/E de una restauración monolítica con ausencia de cerámica de recubrimiento.

Otra técnica que se debe llevar a cabo es el correcto diseño anatómico de las estructuras que permita un apoyo al recubrimiento.<sup>(71)</sup> Rosentrit y cols evalúan la importancia del diseño y determinan que es fundamental evaluar los puntos de contacto del puente con el antagonista así como el diseño de la estructura.<sup>(97, 98)</sup>

## Discusión

---

A pesar de todos los estudios que evalúan la presencia de chipping, son necesarios más estudios para la valorar las verdaderas causas que producen el desprendimiento de la cerámica de recubrimiento y conseguir así reducir su incidencia.<sup>(24)</sup>

### **Resistencia a la fractura**

En el presente estudio analizamos la resistencia a la fractura del óxido de circonio, para ello se realizó un estudio de flexión en tres puntos. Para comprender el comportamiento del óxido de circonio ante esta situación hay que entender que las fuerzas de flexión sobre una estructura producen fuerzas de compresión en el lado que se aplica la fuerza, y fuerzas de tracción en el lado contrario. Las grietas suelen producirse en el lado de tracción, y se propagan hacia el lado de compresión provocando la fractura.

Los resultados del presente estudio ponen de manifiesto que en ninguno de los sistemas cerámicos analizados existen diferencias significativas en la resistencia a la fractura antes y después del recubrimiento cerámico, es decir, que las cocciones necesarias para la cerámica de recubrimiento no influyen de manera significativa en la resistencia de las estructuras de zircona. Lo mismo ocurre con los puentes metal-cerámica, en este caso tampoco existen diferencias significativas en la resistencia a la fractura antes y después del recubrimiento.

Al igual que en el presente estudio son muchos los autores que evalúan la resistencia a la fractura del óxido del circonio. En este estudio se evaluó por un lado los núcleos de óxido de circonio, y por el otro los núcleos provistos del recubrimiento cerámico. Después se hizo una comparativa entre los dos grupos a fin de evaluar la influencia que ejercían las cocciones que requiere el recubrimiento sobre la resistencia a la fractura de los puentes.

Los tres sistemas cerámicos empleados fueron Lava™ All Ceramic System, IPS e.max® ZirCAD y VITA In-Ceram® YZ. El grupo control en este caso fueron las restauraciones metal-cerámica.

#### **- Análisis de las estructuras:**

En cuanto al análisis de la resistencia a la fractura de los núcleos cerámicos en el presente estudio no se encontraron diferencias significativas de los sistemas cerámicos entre sí. Los valores de resistencia a la carga muestran una media de 2098N. Si

existían diferencias al compararlos con los núcleos metálicos que presentaban una media de 8328N.

Papanagiotou y cols<sup>(84)</sup> realizan un estudio in vitro con bloques de óxido de circonio del sistema Vita In-Ceram® YZ en el que llegan a la conclusión de que el tratamiento de degradación a bajas temperaturas, el pulido y la abrasión con partículas no altera la resistencia a la flexión del óxido de circonio que oscila entre 700 y 900MPa.

Salimi y cols realizaron un estudio in vitro en el que valoraban la resistencia a la fractura del óxido de circonio realizando las muestras con diferentes diseños y distintos tamaños del conector. Los resultados que obtuvieron fueron que el diseño de la estructura no influía notablemente sin embargo, coincide con muchos estudios en que el tamaño del conector si era un factor decisivo en la resistencia a la fractura de los puentes, siendo necesarios como mínimo conectores de 4mm<sup>2</sup> para soportar las cargas adecuadamente.<sup>(99)</sup>

En el presente estudio los conectores empleados fueron de 9 mm<sup>2</sup>.

Pittayachawan y cols<sup>(100)</sup> realizan un estudio in vitro donde evalúan la resistencia a la flexión biaxial de bloques de óxido de circonio del sistema Lava, los resultados encontrados fueron que el sistema Lava presentaba una resistencia a la fractura de 1100 MPa.

Chai y cols compararon el sistema Lava con DC-Zircon y Cercon haciendo 20 bloques de cada sistema y sometiénolos a un ensayo de flexión a tres puntos. Las conclusiones fueron que en cuanto a resistencia el sistema Lava era significativamente mejor que Cercon pero obtenía peores resultados que DC-Zircon.<sup>(101)</sup>

Lüthy y cols<sup>(102)</sup> llevaron a cabo un estudio in vitro donde realizaron núcleos de puentes de cuatro piezas de diferentes materiales, disilicato de litio, alúmina y óxido de circonio. Los especímenes fueron sometidos a carga para evaluar la resistencia que ofrecían. Obtuvieron como resultados que el óxido de circonio era el que ofrecía valores más altos de resistencia (706 ±123N). Dichos valores difieren mucho de los encontrados en el presente

estudio, que se aproximan a los 2000N en todos los sistemas. La explicación puede ser que en el presente estudio se analizaban puentes de tres piezas con un conector de 9mm<sup>2</sup>, mientras que el estudio de Lüthy los puentes cargados tenían cuatro piezas y conectores de 7mm<sup>2</sup>.

Omori y cols<sup>(103)</sup> realizan un estudio donde comparan núcleos de óxido de circonio estándar de 0.5mm y núcleos de óxido de circonio modificados de 0.3mm de espesor, cementados sobre muñones metálicos que simulaban un segundo premolar. Los especímenes fueron sometidos a carga estática obteniendo unos resultados de 180N de resistencia para los núcleos estándar y de 133N para los modificados. Estos resultados difieren completamente con el presente estudio. La explicación a esta diferencia en los resultados puede residir en el material y el método seguido en ambos estudios, y en que analizaban coronas, mientras que en el presente estudio se analizan puentes.

### - **Análisis de las estructuras con la cerámica de recubrimiento:**

De igual manera que al analizar los núcleos, los valores de resistencia a la fractura de las muestras compuestas por los núcleos con la cerámica de recubrimiento tampoco muestran diferencias significativas entre los tres sistemas cerámicos analizados. Los valores de resistencia a la fractura muestran una media de 1992N. Si existen diferencias con respecto al sistema metal-cerámica que obtuvo unos valores medios de 8313N.

Los resultados obtenidos por Okutan y cols en un estudio *in vitro* donde evalúan la resistencia a la fractura de coronas de óxido de circonio simulando las cargas de masticación, aunque ligeramente menores, son similares a los nuestros. La resistencia a la fractura oscilaba entre los 1622 y los 1957 N.<sup>(70)</sup>

Rosentritt y cols publicaron una media de 992N de resistencia a la fractura para puentes del sistema Lava en sectores posteriores tras carga cíclica, el percentil 75% llegaba a soportar fuerzas de 1596 N. <sup>(104)</sup>Estos mismos autores más tarde publicaron valores de resistencia a la fractura entre 1000 y 2000N.<sup>(105)</sup> Lo cual se acerca



más a los valores obtenidos en el presente estudio. Y posteriormente publicaron otro estudio evaluando la fractura en coronas empleando diferentes tipos de cerámicas y obtuvieron valores de resistencia a la fractura entre 1111 N y 2295 N<sup>(71)</sup>.

Otros autores como Rountree y cols y Suttor y cols presentaron trabajos en los que obtuvieron valores de resistencia a la fractura de puentes de tres unidades de Lava sometidos a carga cíclica de 1816 N.<sup>(106, 107)</sup>

Ludwig y cols<sup>(108)</sup> obtuvieron diferencias significativas con puentes Empress 2, ya que mientras estos se fracturaban por completo a  $729 \pm 59$  N, los puentes de Lava sufrían la fractura de la cerámica de revestimiento a  $848 \pm 68$  N.

Silva y cols<sup>(109)</sup> en 2011 analizando coronas de Lava obtuvieron valores de  $1134 \pm 182$  N considerando el fracaso al fracturarse la cerámica de revestimiento, por lo que no llegaron a fracturarse los núcleos. A diferencia de este estudio en el presente estudio se contabilizaba la fractura al producirse la rotura total de los núcleos, no solamente de la cerámica de recubrimiento, lo cual explica la diferencia en los valores de resistencia a la fractura.

Una revisión bibliográfica realizada por Gargari y cols<sup>(110)</sup> donde se analiza la resistencia a la fractura de las restauraciones con núcleos de óxido de circonio llega a la conclusión de que todos los estudios analizados obtienen resultados superiores a los 1000 N de resistencia para restauraciones con núcleos de óxido de circonio, incluso uno de ellos, un estudio in vitro realizado por Tinschert y cols<sup>(69)</sup> se aproxima más a nuestros resultados superando los 2000 N de resistencia a la carga para las restauraciones de óxido de circonio.

En los estudios donde únicamente se analizan los núcleos de óxido de circonio existe una gran disparidad de resultados, sin embargo, al analizar las restauraciones de óxido de circonio con la cerámica de recubrimiento los resultados son más homogéneos. Esto puede ser debido a que en el segundo grupo existe una mayor similitud en la metodología de los estudios.

### - **Análisis de los sistemas de circonia**

Los resultados del estudio indican que no hay diferencias en la resistencia a la fractura entre los tres sistemas de circonia analizados tanto cuando se analizaron las estructuras solas, como cuando se analizaron las estructuras con el recubrimiento cerámico, lo que lleva a la aceptación de la primera hipótesis nula.

Los resultados obtenidos en los estudios difieren mucho en cuanto a si existen o no diferencias entre los diferentes sistemas. Son muchos los sistemas existentes de óxido de circonio, entre ellos uno de los más estudiados es el sistema Lava.

En un estudio realizado por Chai y cols<sup>(101)</sup> analizan cuatro sistemas cerámicos, Lava, DC-Zircon, Cercon e In-Ceram Zirconia. Tras someter a las muestras a un ensayo de flexión a tres puntos los resultados fueron que Lava presentaba valores de resistencia a la fractura inferiores a DC-Zircon pero significativamente superiores a Cercon e In-Ceram Zirconia.

Un estudio de Potiket y cols<sup>(111)</sup> comparó la resistencia a la flexión de diferentes materiales de coronas cementadas sobre dientes. Los materiales empleados fueron el metal-cerámica como grupo control, Procera AllCeram y Procera AllZirkon. Los resultados obtenidos muestran que los valores de resistencia a la fractura de todos los grupos estaban entorno a los 440N. Además no encuentran diferencias entre los grupos. Estos resultados difieren en mucho de los obtenidos en el presente estudio donde los valores rondan los 2000N y además el grupo metal-cerámica muestra diferencias significativas con respecto a los sistemas cerámicos. La explicación a estas diferencias es que en el presente estudio se contabilizaba la fractura total del núcleo y Potiket y cols contaban la fractura de la cerámica de recubrimiento.

En un estudio de Rosentritt y cols<sup>(71)</sup> hacen una comparativa entre cuatro sistemas cerámicos, ce.novation, Cercon, Digizon y Lava. Aplican cementación adhesiva y cementación convencional. Los resultados de resistencia a la fractura oscilan entre 1181 y 2295N tras la cementación, muy similares a los obtenidos en el presente

estudio. Al igual que en la presente investigación no encuentran diferencias significativas entre los diferentes sistemas y tampoco entre la cementación adhesiva y la convencional.

Por el contrario Kwon y cols<sup>(112)</sup> comparan el sistema Lava con Digident y si encuentran diferencias significativas. Además los valores que obtienen de resistencia a la fractura difieren completamente con respecto al presente y a la mayoría de los estudios. Los valores obtenidos por Lava rondaban los 55N y Digident 87N. Estos valores tan bajos con respecto al resto de estudios pueden explicarse porque Kwon y cols no cementan las coronas a diferencia de la gran mayoría de los experimentos.

- **Comparativa entre los valores antes y después del recubrimiento cerámico:**

En el presente estudio no se encontraron diferencias antes y después del recubrimiento cerámico en ninguno de los sistemas de circonia, ni tampoco en el grupo metal-cerámica. Lo cual nos lleva a la conclusión de que las cocciones aplicadas a los núcleos para la aplicación del recubrimiento no influyen en la resistencia a la fractura del óxido de circonio. La segunda hipótesis nula debe ser por lo tanto aceptada.

Los núcleos pues son los que dominan el proceso de fractura y el recubrimiento cerámico no es importante en cuanto a su influencia en la resistencia a la fractura de los puentes.

Son muy pocos los estudios que evalúen la influencia del recubrimiento sobre la resistencia del óxido de circonio. Uno de ellos fue el realizado por Sundh y cols<sup>(113)</sup> donde se obtenían valores superiores de resistencia a la fractura del sistema Vita una vez que se aplicaba la cerámica de recubrimiento.

Independientemente de que en los estudios se analicen las estructuras de óxido de circonio o las estructuras provistas de la cerámica

de recubrimiento, hay un factor común a la mayoría de los artículos y es que la zona más frágil de las restauraciones son los conectores.

La fractura que se produce en las restauraciones de prótesis parcial fija cerámica en la mayoría de las ocasiones ocurre de un modo característico, de forma oblicua, de gingival a oclusal y del conector al centro del pónico.<sup>(114)</sup> Los resultados del presente estudio coinciden con la literatura por lo que se puede concluir que el conector es la zona más débil de la estructura.<sup>(61, 68, 69, 115) (116) (117, 118)</sup> Es por esto que la mayoría de los autores recomiendan fabricar conectores con un área entre 6 y 9 mm<sup>2</sup>.<sup>(14)</sup>

Bahat y cols <sup>(119)</sup> también concluyen con su estudio in vitro sobre resistencia a la fractura de puentes de circona de tres piezas, que todos los puentes se fracturan por la zona del conector, y toda la propagación de grietas comenzaba en la zona del nicho gingival. Estos autores indican unas proporciones para el tamaño de los conectores, ellos aconsejan una altura de 3mm mínimo del conector en sentido ocluso-gingival y de 2mm en sentido bucolingual. Al aumentar el radio del nicho gingival 0,6 a 0,9 mm, la resistencia a la fractura con la dimensión del conector de 3 x 3 mm aumenta en un 20%. Basados pues en los estudios referidos, en el estudio se emplearon conectores de 9mm<sup>2</sup>.

Son muchos los autores que corroboran la teoría de que el volumen del conector es un elemento clave para incrementar la resistencia a la fractura de los puentes de óxido de circonio. Ambre y cols<sup>(120)</sup> llevan a cabo un estudio in vitro con puentes de tres piezas con diferentes espesores del núcleo y diferentes tamaños del conector. Los someten a termociclado y los cargan hasta que se fracturan. Llegan a la conclusión de que no influye demasiado el espesor de la estructura pero si el volumen del conector en la resistencia a la fractura. Esto mismo afirmaron Salimi y cols<sup>(99)</sup> con un estudio in vitro donde se hacían muestras con diferentes tamaños del conector y diferente diseño, las muestras se sometieron a termociclado y se cargaron observando que las que tenían un conector de 4mm<sup>2</sup> eran significativamente más resistentes que las que tenían un conector de 3mm<sup>2</sup>. Sin embargo, el diseño de la estructura no influía notablemente.

Kou y cols<sup>(121)</sup> evalúan mediante fluorescencia la presencia de grietas que se producen tras el mecanizado de estructuras de circona así como el inicio de la grieta tras la carga de las estructuras llegando a la conclusión de que las fracturas suelen comenzar en la zona del conector.

Quinn y cols<sup>(17)</sup> defienden que para evitar fracasos en puentes de varias piezas de circona hay que tener en cuenta que las dimensiones del conector deben ser suficientes para soportar las cargas y que además deben tener un diseño geométrico que permita la distribución simétrica del estrés.

Para la mayoría de los autores por tanto las dimensiones que debe tener el conector oscilan entre los 7 y 9mm<sup>2</sup> como confirmaron Schmitter y cols<sup>(34)</sup> en un estudio clínico a dos años evaluando puentes de circona de 4 a 7 piezas y conectores de 9mm<sup>2</sup>. Debido a este estudio, la conclusión que obtienen es que los conectores de este tamaño aportan unos resultados prometedores. Esto mismo corroboran Onodera y cols<sup>(122)</sup> en un estudio clínico de puentes de tres piezas de circona donde evalúan la influencia del conector en la resistencia a la fractura. Para ello hacen conectores de 5, 7 y 9mm<sup>2</sup>. Los resultados que obtuvieron fueron que en el 82% de los casos la fractura se produce en la unión entre el pónico y el pilar distal a nivel del conector y que una sección de 7mm<sup>2</sup> parece ofrecer unos resultados clínicamente aceptables.

En el presente estudio y siguiendo la literatura hasta el momento se fabricaron restauraciones con conectores de 9mm<sup>2</sup> para cada uno de los sistemas cerámicos estudiados, Lava™ All Ceramic System, IPS e.max® ZirCAD y VITA In-Ceram® YZ, a fin de aumentar la resistencia a la fractura en la que parece ser la parte más débil de la restauración.

### **Estudios clínicos**

A pesar de que los estudios in vitro suponen un primer paso para la evaluación de diferentes materiales y sistemas, son muy necesarios estudios clínicos que evalúen la aplicación real de los resultados obtenidos de forma in vitro.

Son muchos ya los estudios clínicos que se han realizado hasta el momento a fin de evaluar la resistencia del óxido de circonio para la fabricación de prótesis parcial fija en los sectores posteriores. Todos ellos como veremos a continuación muestran unos resultados muy similares, donde la resistencia del óxido de circonio no parece suponer un problema y la mayor complicación común a todos los artículos publicados es el chipping de la cerámica de recubrimiento.

A pesar de no ser objeto de nuestro estudio actual la aplicación clínica del presente experimento será el objetivo de investigaciones posteriores.

Los resultados de puentes de óxido de circonio a tres-cuatro años de uso clínico son los más abundantes.

Beuer y cols<sup>(123)</sup> hacen un estudio sobre 19 pacientes a los que se les colocan 21 puentes de zircona del segundo premolar al segundo molar, siendo la tasa de supervivencia a los 40 meses de un 90%, con lo que concluyen que la zircona ofrece suficiente resistencia para la fabricación de puentes a nivel posterior y no ofrece chipping.

Crisp y cols<sup>(124)</sup> en su estudio sobre 34 puentes posteriores con el sistema Lava, no observaron ninguna fractura en las estructuras, la única complicación a los tres años fueron dos casos de chipping.

Un estudio muy similar a este realizaron Peláez y cols<sup>(125)</sup> analizando 20 puentes del sistema Lava y evaluando la supervivencia a los tres años. Los resultados obtenidos demostraban que el sistema Lava era un tratamiento clínicamente aceptable ya que uno de los puentes se perdió por motivos biológicos y tan solo dos de ellos sufrieron chipping. A los cuatro años el mismo autor de nuevo volvió a evaluar puentes de tres piezas de Lava comparándolos esta vez con puentes metal-cerámica. Las

tasas de supervivencia fueron del 95% y 100% respectivamente, por lo que su conclusión fue que los puentes de óxido del circonio del sistema Lava cumplían las condiciones necesarias para ser un tratamiento clínicamente viable.<sup>(126)</sup>

Sin embargo, en un estudio muy similar llevado a cabo por Salido y cols<sup>(127)</sup> con puentes del sistema Lava pero en este caso con puentes de cuatro piezas la tasa de supervivencia desciende notablemente a un 76.5%, por lo que las conclusiones que obtienen son que este tipo de restauraciones deben ser solamente empleadas en pacientes con muy altos requerimientos estéticos y con un diseño de los conectores siempre superior a 4mm de altura.

Christensen y cols<sup>(39)</sup> realizan un estudio clínico a 3 años donde comparan varios sistemas cerámicos, entre ellos Lava e IPS e.max<sup>®</sup> ZirCAD, con el sistema metal-cerámica. Llegan a la conclusión de que los puentes de circona presentan una supervivencia del 86% mientras que la supervivencia del metal-cerámica es del 95% y que la cerámica de recubrimiento inyectada con leucita es la que presenta mejores resultados frente al resto.

También Heintze y cols<sup>(32)</sup> evalúan la supervivencia clínica del óxido de circonio frente a la metal-cerámica obteniendo unos resultados de supervivencia del 97% para el metal-cerámica y del 90% para el óxido de circonio a los tres años. A pesar de la mayor tasa de fracaso en el caso del óxido de circonio los estudios más actuales presentan una alta supervivencia clínica.

Otro estudio de Eschbach y cols<sup>(128)</sup> comparan la supervivencia de puentes de Lava con metal-cerámica, obteniendo unos resultados del 96.8% de supervivencia del óxido del circonio, lo cual es equiparable con las tasas de supervivencia que suelen presentar los puentes de metal-cerámica rondando el 95%.

Edelhoff y cols<sup>(129)</sup> en su estudio cementaron con vidrio ionómero modificado con resina 21 puentes de circona entre 3 y 6 piezas tanto en la zona anterior como la posterior. A los 39 meses no obtuvieron ninguna fractura de las estructuras mientras que el chipping de la cerámica de

recubrimiento se observó en el 9.5% de los casos. El estudio concluye que los puentes totalmente cerámicos son una opción clínicamente satisfactoria tanto a nivel anterior como posterior.

Raigrodski y cols<sup>(130)</sup> estudian 20 puentes de tres piezas de Lava a 33 meses y llegan a la conclusión que es una buena opción de tratamiento puesto que no se encontraron fracasos de la estructura ni grandes chippings, únicamente un 25% de los casos sufrieron pequeños chippings que no influían en la supervivencia de la restauración.

Roediger y cols<sup>(131)</sup> hacen un estudio sobre 99 puentes de zircona en un periodo de 48 meses y obtienen una tasa de supervivencia del 94%. Siete de los puentes fracasaron y 23 sufrieron complicaciones, siendo las más comunes el chipping y la descementación, lo cual puede explicarse porque en este estudio los puentes son cementados con fosfato de cinc, a diferencia del resto de los estudios, donde la mayoría de las veces se emplea ionómero de vidrio, cementos de resina, o cementos de vidrio ionómero modificados con resina.

Sailer y cols<sup>(132)</sup> realizaron un estudio donde se colocaron 57 puentes de zircona de tres a cinco piezas a nivel posterior que fueron evaluados a los 3 años. Siete de los puentes tuvieron que ser sustituidos, por lo que la tasa de supervivencia fue del 84.8% y el chipping del 13%. Este mismo estudio fue evaluado a los 5 años y los resultados fueron que la supervivencia de las estructuras de zircona es del 97.8%, sin embargo la tasa de éxito fue del 73.9% debido a otras complicaciones.<sup>(33)</sup>

Schmitt y cols<sup>(133)</sup> en un estudio con 27 puentes de Lava a nivel posterior, obtuvieron una tasa de supervivencia a los 3 años del 100% ya que no se fracturó ninguna estructura, sin embargo, el éxito fue del 96.3% ya que en uno de los puentes se produjo un gran chipping.

Schley y cols<sup>(134)</sup> realizan una revisión sistemática sobre la supervivencia de los puentes de óxido de circonio y los resultados obtenidos fueron que los puentes de 3 a 5 piezas presentaban una supervivencia del 94.29%, sin embargo es necesario una mejora en las



técnicas de recubrimiento ya que el chipping es la complicación más común.

Aunque aún son poco abundantes, existen algunos estudios clínicos que ya superan los cinco años de uso en boca como veremos a continuación.

Sailer y cols<sup>(33)</sup> hacen una evaluación clínica a 5 años de puentes de tres a cinco piezas de zircona del sistema Cercon donde los resultados obtenidos fueron que la supervivencia de las estructuras de zircona fue del 97.8% mientras que la tasa de éxito de los puentes por otros motivos fue del 73.9%. El chipping fue del 15%. Por ello llegan a la conclusión de que el óxido de circonio es suficientemente estable para hacer estructuras de 3 y 4 piezas sin embargo, el ajuste en las estructuras y el recubrimiento aún es mejorable.

Schmitt y cols<sup>(135)</sup> evalúan a 5 años la supervivencia de puentes de zircona de 3 y 4 piezas, los resultados son de una supervivencia del 92%. Concluyen que los fracasos han podido deberse principalmente a dos factores como son por un lado el diseño de la estructura y por otro la presencia de actividades parafuncionales como el bruxismo.

Resultados muy similares ofrecen Sorrentino y cols<sup>(136)</sup> con puentes de tres piezas de zircona a cinco años y Vult Von Steyern y cols<sup>(137)</sup> con puentes de cinco piezas. Ambos autores encuentran tasas de supervivencia acorde con las estudiadas hasta el momento, entorno al 90-95%, y llegan a la conclusión de que el óxido de circonio puede llegar a ser un prometedor sustituto de las restauraciones metal-cerámica pero hay que tener muy en cuenta el diseño de la estructura así como la unión con la cerámica de recubrimiento para evitar posibles complicaciones.

Vigolo y cols<sup>(138)</sup> comparan el sistema Lava y Procera estableciendo como grupo control el metal-cerámica. Comparan 20 coronas posteriores de cada sistema con un uso clínico de 5 años. La conclusión a la que llegan es que en cuanto a la supervivencia no existen diferencias entre los sistemas cerámicos y las restauraciones metal-cerámica, pero los sistemas cerámicos muestran más complicaciones.

Kern y cols<sup>(139)</sup> hacen un estudio empleando veinte puentes de tres y cuatro piezas de óxido de circonio durante cinco años. En este caso el sistema seleccionado fue In-Ceram Zirconia de la casa Vita. Los resultados obtenidos estaban entorno al 85%, por lo que llegan a la conclusión de que las restauraciones de circona del sistema Vita pueden ser una opción perfectamente viable para la reposición de dientes perdidos. Este estudio clínico corrobora los resultados obtenidos en el presente estudio in vitro demostrando la alta supervivencia del sistema Vita.

Hasta los cinco años los puentes de óxido de circonio parecen una alternativa a considerar para sustituir a las clásicas restauraciones metal-cerámica, sin embargo en los pocos estudios que existen que superan estos años de aplicación clínica la tasa de éxito desciende notablemente.

Lops y cols<sup>(140)</sup> estudian 24 puentes de circonio tras 7 años de uso clínico, los resultados encontrados fueron que la tasa de supervivencia de los puentes fue de 89% mientras que la tasa de éxito del 81%, por tanto están dentro de los rangos clínicos aceptables aunque con tasas significativamente inferiores si las comparamos con los estudios a tres y cinco años.

Sax y cols<sup>(141)</sup> hacen el estudio de aplicación clínica más longevo hasta el momento. Realizan un estudio clínico a 10 años con puentes de 3 a 5 piezas de circona, sus resultados son muy similares a los de Sailer de 2007, y es que la supervivencia de las estructuras de circona fue del 91.5%, sin embargo la tasa de éxito total fue del 67% y la incidencia de chipping del 32%. Por lo tanto se puede concluir que las estructuras de circona tienen una supervivencia clínica aceptable pero hay otros parámetros como el chipping o el desajuste marginal que impiden considerar al óxido de circonio como un tratamiento de éxito a largo plazo.

A la vista de los estudios clínicos analizados se puede llegar a la conclusión de que los puentes posteriores de óxido de circonio pueden ser una buena alternativa de tratamiento comparables incluso a las clásicas restauraciones de metal-cerámica ya que tienen una alta tasa de supervivencia, sin embargo son necesarios más estudios y a más largo plazo<sup>(142)</sup> así como un mejor desarrollo en las técnicas para mejorar el éxito

de este tipo de restauraciones donde la principal complicación en el chipping de la cerámica de recubrimiento.

Los resultados obtenidos por los diferentes autores en los estudios ponen de manifiesto que existen diferencias importantes entre ellos, pudiendo ser atribuidas a muchos factores entre los que se encuentran el diseño del estudio, la metodología empleada, o las propiedades de los materiales empleados.

Se requieren estudios posteriores de la caracterización de la fractura para entender la causa y el tipo de fractura, en los cuales se analice el inicio y la propagación de la grieta en la estructura de circonita y entre la estructura de circonita y la cerámica de recubrimiento, para entender mejor el comportamiento de estos materiales.







## Conclusiones

---

Teniendo en cuenta las limitaciones del presente estudio in vitro, se pueden extraer las siguientes conclusiones:

1. No se observó un aumento significativo del tamaño de grano tras el recubrimiento cerámico en ninguno de los grupos de zircona analizados.
2. Se observaron diferencias en la dureza y tenacidad antes y después del recubrimiento cerámico para el sistema IPS e.max<sup>®</sup> ZirCAD, sin embargo esas diferencias no tuvieron influencia en la resistencia a la flexión.
3. Los tres sistemas de zircona estudiados tienen una resistencia a la fractura superior a los 1000N necesarios para ser utilizados clínicamente con seguridad.
4. No existieron diferencias en la resistencia a la fractura de los núcleos entre los tres sistemas de zircona analizados.
5. No existieron diferencias en la resistencia a la fractura entre los tres sistemas de zircona analizados de las restauraciones con la cerámica de recubrimiento.
6. La resistencia a la fractura no se ve influida por el recubrimiento cerámico para ninguna de las zirconas analizadas.
7. En los discos pulidos no se observó transformación de fase antes y después del recubrimiento cerámico, ni entre los sistemas de zircona analizados.
8. En fractura se produce una transformación de entre un 11 y un 17% de la fase tetragonal a la monoclinica en la zircona, pero no hay diferencia en la transformación entre las diferentes zirconas, ni antes ni después del recubrimiento cerámico, lo que confirma los valores similares de tenacidad.
9. Son necesarios estudios clínicos a largo plazo para confirmar la bondad de los sistemas estudiados.







# **8. BIBLIOGRAFÍA**



## Bibliografía

---

1. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010; 37: 641-52.
2. Cronin RJ, Cagna DR. An Update on Fixed Prosthodontics. *JADA* 1997; 128: 425-36.
3. Martínez R, Pradies G, Suárez MJ, Rivera B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. *RCOE* 2007; 12: 253-63.
4. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 61-6.
5. Peláez J. Evaluación clínica de puentes posteriores de circonio. Tesis Doctoral: Universidad Complutense de Madrid; 2010.
6. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am* 1985; 29: 621-44.
7. Sproull RC. A history of porcelain in dentistry. *Bull Hist Dent* 1978; 26: 3-10.
8. Suárez MJ. Evaluación del sellado marginal de coronas de titanio colado y mecanizado con dos líneas de terminación. Tesis Doctoral: Universidad Complutense de Madrid; 2004.
9. Walton TR. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part 1. Outcome. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 439-45.
10. Walton TR. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part 2. Modes of failure and influence of various clinical characteristics. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 177-82.
11. Scurria MS, Bader JD, Shugars DA. Meta-analysis of fixed partial denture survival: prostheses and abutments. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 459-64.
12. Bachhav VC, Aras MA. Zirconia-based fixed partial dentures: a clinical review. *Quintessence Int* 2011; 42 :173-82.
13. Vega J. Materiales en Odontología: fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicodinámicos. Madrid: Avances; 1996.
14. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 557-62.
15. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007; 35: 819-26.

## Bibliografia

---

16. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006; 27: 535-43.
17. Quinn GD, Studart AR, Hebert C, VerHoef JR, Arola D. Fatigue of zirconia and dental bridge geometry: Design implications. *Dent Mater* 2010; 26: 1133-6.
18. Silva VV, Lameiras FS, Lobato ZI. Biological reactivity of zirconia-hydroxyapatite composites. *J Biomed Mater Res* 2002; 63: 583-90.
19. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999; 20: 371-6.
20. Carinci F, Pezzetti F, Volinia S, Francioso F, Arcelli D, Farina E, et al. Zirconium oxide: analysis of MG63 osteoblast-like cell response by means of a microarray technology. *Biomaterials* 2004; 25: 215-28.
21. Quinn JB, Sundar V, Parry EE, Quinn GD. Comparison of edge chipping resistance of PFM and veneered zirconia specimens. *Dent Mater* 2010; 26: 13-20.
22. Ren L, Janal MN, Zhang Y. Sliding contact fatigue of graded zirconia with external esthetic glass. *J Dent Res* 2011; 90: 1116-21.
23. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20: 1-25.
24. Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. *J Oral Sci* 2010; 52: 531-9.
25. Mochales C, Maerten A, Rack A, Cloetens P, Mueller WD, Zaslansky P, et al. Monoclinic phase transformations of zirconia-based dental prostheses, induced by clinically practised surface manipulations. *Acta Biomater* 2011; 7: 2994-3002.
26. Borchers L, Stiesch M, Bach FW, Buhl JC, Hubsch C, Kellner T, et al. Influence of hydrothermal and mechanical conditions on the strength of zirconia. *Acta Biomater* 2010; 6: 4547-52.
27. Allahkarami M, Hanan JC. Mapping the tetragonal to monoclinic phase transformation in zirconia core dental crowns. *Dent Mater* 2011; 27: 1279-84.
28. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; 24: 299-307.

## Bibliografia

---

29. Kohorst P, Herzog TJ, Borchers L, Stiesch M. Load-bearing capacity of all-ceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks. *Eur J Oral Sci* 2007; 115: 161-6.
30. Adatia ND, Bayne S, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *J Prosthodont* 2009;18: 17-22.
31. Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater* 2012; 28: 102-11.
32. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2010; 23: 493-502.
33. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007; 20: 383-8.
34. Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P, Stober T, Ohlmann B, Gabbert O. Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results. *J Oral Rehabil* 2009; 36: 610-5.
35. Schwarz S, Schroder C, Hassel A, Bomicke W, Rammelsberg P. Survival and chipping of zirconia-based and metal-ceramic implant-supported single crowns. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14:119-25.
36. Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent* 2012; 40: 154-62.
37. Schmitter M, Mueller D, Rues S. In vitro chipping behaviour of all-ceramic crowns with a zirconia framework and feldspathic veneering: comparison of CAD/CAM-produced veneer with manually layered veneer. *J Oral Rehabil* 2013; 40: 519-25.
38. Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater* 2009; 5: 1668-77.
39. Christensen RP, Ploeger BJ. A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report. *J Am Dent Assoc* 2010; 141: 1317-29.

## Bibliografía

---

40. Choi JE, Waddell JN, Torr B, Swain MV. Pressed ceramics onto zirconia. Part 1: Comparison of crystalline phases present, adhesion to a zirconia system and flexural strength. *Dent Mater* 2011; 27: 1204-12.
41. Ishibe M, Raigrodski AJ, Flinn BD, Chung KH, Spiekerman C, Winter RR. Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores. *J Prosthet Dent* 2011; 106: 29-37.
42. Romeo M, Martínez JA, Vallejo J. Introducción a los sistemas CAD/CAM de uso en clínica y laboratorio. *Rev Inter Prot Estomatol* 2005; 7: 524-34.
43. Duke ES. Taking the mystery out of CAD/CAM in dental practice. *Compen Contin Educ Dent* 2004; 25: 140-3.
44. Duke ES. The status of CAD/CAM in restorative dentistry. *Compend Contin Educ Dent* 2001; 22: 968-72.
45. Martínez F. Estudio experimental del ajuste marginal en coronas cerámicas de alto contenido en circonia. Tesis Doctoral: Universidad Complutense de Madrid; 2005.
46. Fernández S, Chávez M, Giner L, Cortada M. Lava system. Un nuevo tipo de prótesis mecanizada libre de metal. *Procedimientos de laboratorio. DENTUM* 2004; 4: 118-23.
47. Gutiérrez González CF. Nuevos materiales cerámica-niobio con aplicaciones biomédicas. Tesis Doctoral: Instituto de Ciencia de Materiales de Madrid; 2009.
48. Wintener M. Reverse Monte Carlo analysis of extended X-ray absorption fine structure of monoclinic and amorphous zirconia. *J Appl Phys* 2000; 88: 5635-44.
49. Chen W, Penner-Hahn J. X-ray absorption studies of zirconia polymorphs I. Characteristic local structures. *Phys Rev* 1993; 48: 10063-73.
50. Li P, Chen IW. Effect of Dopants on Zirconia Stabilization-An X-ray Absorption Study: I, Trivalent Dopants. *J Am Ceram Soc* 1994; 77: 1281-8.
51. Li P, Chen IW, Pennerhahn JE. Effect of Dopants on Zirconia Stabilization-An X-ray Absorption Study: II, Tetravalent Dopants. *J Am Ceram Soc* 1994; 77: 118-28.
52. Ma YX. Tetragonal-to-monoclinic transformation in Mg-PSZ studied by in situ neutron diffraction. *J Am Ceram Soc* 2004; 87: 465-72.

## Bibliografía

---

53. Rieth PH, Reed JS, Naumann AW. Fabrication and flexural strenght of ultrafine-grained yttria-strabilized zirconia. Am Ceram Soc Bull 1976; 55: 717.
54. Gupta TK, Bechtold JH, Kuznickie RC, Cadoff LH, Rossing BR. Stabilization of tetragonal phase in polycrystalline zirconia. J Mat Sci 1977; 12: 2421-6.
55. Swain M, Rose L. Advanced in Fracture Research. Toughening of ceramics. Vol. 1; 1984.
56. Mascarós S, Faraldos M, Goberna C. Difracción de Rayos X en técnicas de análisis y caracterización de materiales. Madrid. Consejo Superior de Investigaciones Científicas: 2003.
57. Miranzo P, Moya JS. Elastic/plastic indentation in ceramics: a fracture toughness determination method. Ceramics International 1984;10:147-52.
58. Salido M, Suárez M, Pradies G, Lopez Lozano J. Influencia del lugar de aplicación del cemento en la retención y ajuste marginal de las restauraciones de prótesis fija. J Rev Eur Odonto-estomatol 1997; 9: 279-86.
59. Assief D, Rimer Y, Aviv Y. El flujo de cemenó de fosfato de cinc bajo una restauración de recubrimiento total y su efecto en la adaptación marginal según donde se localice la aplicación del cemento. Quintessence 1988; 1: 26-34.
60. Ishikiriama A, Oliveira Jde F, Vieira DF, Mondelli J. Influence of some factors on the fit of cemented crowns. J Prosthet Dent 1981; 45: 400-4.
61. Serrano B. Estudio experimental de la resistencia a la fractura de puentes totalmente cerámicos. . Tesis Doctoral: Universidad Complutense de Madrid; 2006.
62. ISO/CD 6872. Dentistry - ceramic materials; 2008.
63. García Naranjo AM. Análisis microestructural de la unión ceramocerámica en prótesis fija. Tesis Doctoral: Universidad Complutense de Madrid; 2012.
64. Toraya H, Yoshimura M, Somiya S. Calibration Curve for Quantitative-Analysis of the Monoclinic-Tetragonal ZrO<sub>2</sub> System by X-Ray-Diffraction. J Am Ceram Soc 1984 ;67: C119-C21.

## Bibliografia

---

65. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent* 2010; 104: 6-12.
66. Michalakakis KX, Stratos A, Hirayama H, Kang K, Touloumi F, Oishi Y. Fracture resistance of metal ceramic restorations with two different margin designs after exposure to masticatory simulation. *J Prosthet Dent* 2009; 102: 172-8.
67. Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 145-50.
68. Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005; 21: 476-82.
69. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 231-8.
70. Okutan M, Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture load and marginal fit of shrinkage-free ZrSiO<sub>4</sub> all-ceramic crowns after chewing simulation. *J Oral Rehabil* 2006 ;33: 827-32.
71. Rosentritt M, Behr M, Thaller C, Rudolph H, Feilzer A. Fracture performance of computer-aided manufactured zirconia and alloy crowns. *Quintessence Int* 2009; 40: 655-62.
72. Suarez MJ, Gonzalez de Villaumbrosia P, Pradies G, Lozano JF. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont* 2003; 16: 229-32.
73. Gonzalo E, Suarez MJ, Serrano B, Lozano JF. Marginal fit of Zirconia posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2008; 21: 398-9.
74. Gonzalo E, Suarez MJ, Serrano B, Lozano JF. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *J Prosthet Dent* 2009; 102: 378-84.
75. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Den J* 1971;131: 107-11.
76. Sarkar D, Swain SK, Adhikari S, Reddy BS, Maiti HS. Synthesis, mechanical properties and bioactivity of nanostructured zirconia. *Mat Sci Eng C Mater Biol Appl* 2013; 33: 3413-7.



## Bibliografia

---

77. Flinn BD, deGroot DA, Mancl LA, Raigrodski AJ. Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *J Prosthet Dent* 2012; 108 :223-30.
78. Bhargava S, Doi H, Kondo R, Aoki H, Hanawa T, Kasugai S. Effect of sandblasting on the mechanical properties of Y-TZP zirconia. *Biomed Mater Eng* 2012; 22: 383-98.
79. Sato H, Yamada K, Pezzotti G, Nawa M, Ban S. Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. *Dent Mater J* 2008; 27: 408-14.
80. Song JY, Park SW, Lee K, Yun KD, Lim HP. Fracture strength and microstructure of Y-TZP zirconia after different surface treatments. *J Prosthet Dent* 2013;110: 274-80.
81. Lawson S. Environmental Degradation of Zirconia Ceramics. *J Eur Ceram Soc* 1995; 15: 485-502.
82. Oilo M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dent Mater* 2008; 24: 471-5.
83. Doi M, Yoshida K, Atsuta M, Sawase T. Influence of pre-treatments on flexural strength of zirconia and debonding crack-initiation strength of veneered zirconia. *J Adhes Dent* 2011; 13: 79-84.
84. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 154-64.
85. Preis V, Behr M, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M. In vitro failure and fracture resistance of veneered and full-contour zirconia restorations. *J Dent* 2012; 40: 921-8.
86. Grigore A, Spallek S, Petschelt A, Butz B, Spiecker E, Lohbauer U. Microstructure of veneered zirconia after surface treatments: a TEM study. *Dent Mater* 2013; 29: 1098-107.
87. Ashkanani HM, Raigrodski AJ, Flinn BD, Heindl H, Mancl LA. Flexural and shear strengths of ZrO<sub>2</sub> and a high-noble alloy bonded to their corresponding porcelains. *J Prosthet Dent* 2008;100: 274-84.
88. Fischer J, Stawarczyk B, Trottman A, Hammerle CH. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dent Mater* 2009; 25: 419-23.

## Bibliografia

---

89. Rocha EP, Anchieta RB, Freitas-Junior AC, de Almeida EO, Cattaneo PM, Ko CC. Mechanical behavior of ceramic veneer in zirconia-based restorations: A 3- dimensional finite element analysis using microcomputed tomography data. *J Prosthet Dent* 2011; 105: 14-20.
90. Beuer F, Stimmelmayer M, Gernet W, Edelhoff D, Guh JF, Naumann M. Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. *Quintessence Int* 2010; 4: 631-7.
91. Chaar MS, Witkowski S, Strub JR, Att W. Effect of veneering technique on the fracture resistance of zirconia fixed dental prostheses. *J Oral Rehabil* 2013; 40: 51-9.
92. Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater* 2008; 24: 308-18.
93. Stawarczyk B, Ozcan M, Hammerle CH, Roos M. The fracture load and failure types of veneered anterior zirconia crowns: an analysis of normal and Weibull distribution of complete and censored data. *Dent Mater* 2012; 28: 478-87.
94. Fischer J, Stawarczyk B, Hammerle CH. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent* 2008; 36: 316-21.
95. Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M, Kohorst P. Stresses and distortions within zirconia-fixed dental prostheses due to the veneering process. *Acta Biomater* 2009; 5: 3231-9.
96. Schmitt J, Wichmann M, Karl M, Gollner M, Lohbauer U, Holst S. Surface characteristics of zirconia-based posterior restorations: clinical and scanning electron microscopic analysis. *J Can Dent Assoc* 2011; 77: b31.
97. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent* 2009; 37: 978-83.
98. Rosentritt M, Kolbeck C, Handel G, Schneider-Feyrer S, Behr M. Influence of the fabrication process on the in vitro performance of fixed dental prostheses with zirconia substructures. *Clin Oral Investig* 2011; 15: 1007-12.
99. Salimi H, Mosharraf R, Savabi O. Effect of framework design on fracture resistance of zirconium oxide posterior fixed partial dentures. *Dent Res J* 2012; 9: 764-9.

## Bibliografia

---

100. Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater* 2007; 23: 1018-29.
101. Chai J, Chong KH. Probability of failure of machined zirconia dental ceramic core materials. *Int J Prosthodont* 2009; 22: 340-1.
102. Luthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CH. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater* 2005; 21: 930-7.
103. Omori S, Komada W, Yoshida K, Miura H. Effect of thickness of zirconia-ceramic crown frameworks on strength and fracture pattern. *Dent Mater J* 2013; 32: 189-94.
104. Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, Handel G. In vitro repair of three-unit fiber-reinforced composite FPDs. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 344-9.
105. Rosentritt M, Behr M, Handel G. Fixed partial dentures: all-ceramics, fibre-reinforced composites and experimental systems. *J Oral Rehabil* 2003; 30: 873-7.
106. Rountree MR, Nothdurft F, Pospiech P. In-vitro-investigations on the fracture strength of all-ceramic posterior bridges of ZrO<sub>2</sub>-ceramic. *J Dent Res* 2001; 80 (Special Issue IADR Abstracts # 173).
107. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA--the system for all-ceramic ZrO<sub>2</sub> crown and bridge frameworks. *Int J Comput Dent* 2001; 4: 195-206.
108. Ludwig K. Fracture Strength of all-ceramic anterior fixed partial dentures. *J Dent Res* 2001; 80 (Special Issue IADR Abstracts # 998).
109. Silva NR, Bonfante EA, Rafferty BT, Zavanelli RA, Rekow ED, Thompson VP, et al. Modified Y-TZP core design improves all-ceramic crown reliability. *J Dent Res* 2011; 90: 104-8.
110. Gargari M, Gloria F, Cappello A, Ottria L. Strength of zirconia fixed partial dentures: review of the literature. *Oral Implantol* 2010; 3: 15-24.
111. Potiket N, Chiche G, Finger IM. In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 491-5.
112. Kwon TK, Pak HS, Yang JH, Han JS, Lee JB, Kim SH, et al. Comparative fracture strength analysis of Lava and Digident CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont* 2013; 5: 92-7.

## Bibliografia

---

113. Sundh A, Sjogren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater* 2006; 22: 778-84.
114. Taskonak B, Yan J, Mecholsky JJ, Jr., Sertgoz A, Kocak A. Fractographic analyses of zirconia-based fixed partial dentures. *Dent Mater* 2008; 24: 1077-82.
115. Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials* 2004; 25: 5045-52.
116. Att W, Stamouli K, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different zirconium dioxide three-unit all-ceramic fixed partial dentures. *Acta Odontol Scand* 2007; 65: 14-21.
117. Att W, Grigoriadou M, Strub JR. ZrO<sub>2</sub> three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *J Oral Rehabil* 2007; 34: 282-90.
118. Wolfart S, Ludwig K, Uphaus A, Kern M. Fracture strength of all-ceramic posterior inlay-retained fixed partial dentures. *Dent Mater* 2007; 23: 1513-20.
119. Bahat Z, Mahmood DJ, Vult von Steyern P. Fracture strength of three-unit fixed partial denture cores (Y-TZP) with different connector dimension and design. *Swed Dent J* 2009; 33: 149-59.
120. Ambre MJ, Aschan F, Vult von Steyern P. Fracture strength of yttria-stabilized zirconium-dioxide (Y-TZP) fixed dental prostheses (FDPs) with different abutment core thicknesses and connector dimensions. *J Prosthodont* 2013; 22: 377-82.
121. Kou W, Sjogren G. Fracture behaviour of zirconia FPDs substructures. *J Oral Rehabil* 2010; 37: 292-9.
122. Onodera K, Sato T, Nomoto S, Miho O, Yotsuya M. Effect of connector design on fracture resistance of zirconia all-ceramic fixed partial dentures. *Bull Tokyo Dent Coll* 2011; 52: 61-7.
123. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen JA. Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). *Clin Oral Investig* 2009; 13: 445-51.

## Bibliografía

---

124. Crisp RJ, Cowan AJ, Lamb J, Thompson O, Tulloch N, Burke FJ. A clinical evaluation of all-ceramic bridges placed in patients attending UK general dental practices: three-year results. *Dent Mater* 2012; 28: 229-36.
125. Pelaez J, Cogolludo PG, Serrano B, Lozano JF, Suarez MJ. A prospective evaluation of zirconia posterior fixed dental prostheses: three-year clinical results. *J Prosthet Dent* 2012; 107: 373-9.
126. Pelaez J, Cogolludo PG, Serrano B, Serrano JF, Suarez MJ. A four-year prospective clinical evaluation of zirconia and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses. *Int J Prosthodont* 2012; 25: 451-8.
127. Salido MP, Martinez-Rus F, del Rio F, Pradies G, Ozcan M, Suarez MJ. Prospective clinical study of zirconia-based posterior four-unit fixed dental prostheses: four-year follow-up. *Int J Prosthodont* 2012; 25: 403-9.
128. Eschbach S, Wolfart S, Bohlsen F, Kern M. Clinical evaluation of all-ceramic posterior three-unit FDPs made of In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2009; 22: 490-2.
129. Edelhoff D, Florian B, Florian W, Johnen C. HIP zirconia fixed partial dentures--clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence Int* 2008; 39: 459-71.
130. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 237-44.
131. Roediger M, Gersdorff N, Huels A, Rinke S. Prospective evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: four-year clinical results. *Int J Prosthodont* 2010; 23: 141-8.
132. Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Scharer P, et al. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 2006; 37: 685-93.
133. Schmitt J, Holst S, Wichmann M, Reich S, Gollner M, Hamel J. Zirconia posterior fixed partial dentures: a prospective clinical 3-year follow-up. *Int J Prosthodont* 2009; 22: 597-603.
134. Schley JS, Heussen N, Reich S, Fischer J, Haselhuhn K, Wolfart S. Survival probability of zirconia-based fixed dental prostheses up to 5 yr: a systematic review of the literature. *Eur J Oral Sci* 2010; 118: 443-50.

## Bibliografia

---

135. Schmitt J, Goellner M, Lohbauer U, Wichmann M, Reich S. Zirconia posterior fixed partial dentures: 5-year clinical results of a prospective clinical trial. *Int J Prosthodont* 2012; 25: 585-9.
136. Sorrentino R, De Simone G, Tete S, Russo S, Zarone F. Five-year prospective clinical study of posterior three-unit zirconia-based fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig* 2012; 16: 977-85.
137. Vult von Steyern P, Carson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zircon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 180-7.
138. Vigolo P, Mutinelli S. Evaluation of zirconium-oxide-based ceramic single-unit posterior fixed dental prostheses (FDPs) generated with two CAD/CAM systems compared to porcelain-fused-to-metal single-unit posterior FDPs: a 5-year clinical prospective study. *J Prosthodont* 2012; 21: 265-9.
139. Kern T, Tinschert J, Schley JS, Wolfart S. Five-year clinical evaluation of all-ceramic posterior FDPs made of In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont* 2012; 25: 622-4.
140. Lops D, Mosca D, Casentini P, Ghisolfi M, Romeo E. Prognosis of zirconia ceramic fixed partial dentures: a 7-year prospective study. *Int J Prosthodont* 2012; 25: 21-3.
141. Sax C, Hammerle CH, Sailer I. 10-year clinical outcomes of fixed dental prostheses with zirconia frameworks. *Int J Comput Dent* 2011; 14: 183-202.
142. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2012; 107: 170-7.



# 9. RESUMEN EN INGLÉS





## **Analysis of influence of ceramic veneering on the microstructure and mechanical properties of 3-unit zirconia posterior fixed dental prostheses**

**1. Introduction.** Until the middle of the past century, metal-ceramic restorations were the most important treatments used in the area of fixed dental prostheses (FDPs), but increases in esthetic demands and research into greater biocompatibility have resulted in the use of metal-free restorations. The development of ceramic restorations has increased over the two last decades due to tremendous advances in materials and technology.

The aims of investigations in the field of ceramic materials have been to develop improvements in esthetics and to solve the problem of the low fracture resistance of these materials. Zirconia offers the best mechanic properties compared to feldspathic and alumina ceramics. However, zirconia is highly opaque, so the framework material must be covered with ceramic veneering to improve the esthetic results. Currently, the development of CAD/CAM technology has allowed the design and fabrication of an unlimited number of zirconia FDP units.

Today, yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal (Y-TZP) restorations could offer an alternative to metal-ceramic restoration because they have the potential to withstand occlusal forces in the posterior region. However, there are few studies of posterior FDPs, and the differences observed in the outcomes have most likely been attributable to the procedures to which the specimens were subjected. Today, it is important to understand the influence of the veneer ceramic on the mechanical performance of zirconia frameworks.

Zirconia offers high toughness, fracture strength and reliability due to its property of tetragonal to monoclinic phase transformation, called “transformation toughening”. X-ray diffraction is a non destructive technique that reveals the material composition and its crystallographic structure, allowing to quantify the percentage of transformation toughening.

**2. Objectives.** The aims of the present *in vitro* study was to determinate zirconia the mechanical properties of the different zirconia systems studied, to investigate the fracture resistance of 3-unit zirconia-based posterior FDPs fabricated with three zirconia CAD/CAM systems before and after veneering the frameworks, and to quantify the presence of the tetragonal and monoclinic phase before and after veneering. The control group was the metal-ceramic restorations.

The null hypothesis stated that no differences in fracture resistance would be found between the three zirconia systems that veneering would have no influence on fracture resistance and that no differences would be found in phase transformation before and after veneering.

**3. Materials and Methods.** To characterize the three zirconia systems studied, Lava All-ceramic System, IPS e.max ZirCAD and Vita In-Ceram YZ, two, 1.8mm thickness, zirconia discs of each ceramic system were fabricated. One disc was sintered and the other one was subjected to the necessary oven cycles to veneering. For the microstructure analysis the grain size was tested before and after veneering. Three zirconia systems hardness and toughness were also evaluated using Vickers indentation. Finally the discs were submitted to a three-point bending test according to ISO 6872.

Eighty standardized specimens of solid machined steel were fabricated in the Mechanical Workshop of the Physical Science Faculty of the University Complutense of Madrid. The specimens were designed with two dies (5 mm in height, angle of convergence of 6 degrees and a chamfer 1 mm deep circumferentially) screwed onto a metallic base, thus simulating a 3-unit FDP.

Specimens were divided randomly in four groups according to the material used (n=20 each): 1. MC: metal-ceramic restorations (Control group), 2. L: Lava™ All-ceramic System (3M ESPE), 3. ZZ: IPS e.max® ZirCAD (Ivoclar Vivadent) and 4. YZ: VITA InCeram® YZ (VITA Zahnfabrik). Specimens from each system were also randomly divided into two subgroups (n=10 each): 1. Group N: frameworks without ceramic veneer and 2. Group T: veneered frameworks.

Metal-ceramic restorations were fabricated through traditional cast processing. Zirconia systems used CAD/CAM technology. All of the frameworks were designed with a thickness of 0.5 mm, a connector size of 3 mm x 3 mm and a space of 50 µm for the luting agent. The frameworks were milled prior to sintering, and the design was enlarged by 20% to offset post-sintering shrinkage. Ten frameworks in each group were covered with the corresponding hand-layered ceramic veneering (Omega 900 Vita, Lava Ceram, e-max Ceram and VITA VM<sup>®</sup>9 basic respectively) following the manufacturers' guidelines.

All of the samples were luted in standard fashion onto the stainless steel master dies with a conventional glass ionomer cement (Ketac-Cem EasyMix, 3M-ESPE, Seefeld, Germany). A standardized load of 10 N was applied for 10 minutes with a dynamometric key (USAG 820/70, SWK Utensilerie SRL, Milan, Italy)

All of the FDPs were subjected to a three-point bending test until fracture using a universal testing machine at a crosshead speed of 1mm/min (ME 405/10, SERVOSIS S.A, Pinto, Spain) according to ISO 6872. These tests were performed at the National Center for Metallurgical Research (CENIM, CSIC). Axial compressive loads were applied at the central fossa of each pontic until total fracture of the restoration, defined as a sharp decrease in the graph, in addition to evidence of visible fracture. The results were recorded using a inbuilt software for the testing machine, and tension-deformation curves were created.

Both discs and bridges were submitted to X-Ray diffraction X using a D8 Bruker to determinate the percentage of phase transformation.

The data were statistically analyzed ANOVA and Tukey test and t test. Statistical significance was set at  $P < 0.05$ . Statistical software (SPSS 22; SPSS Inc., Chicago USA) was used for the analysis.

**4. Results.** When the zirconia discs microstructure, mechanical properties and flexion strength were analyzed, no important differences were showed before and after veneering, and among the zirconia groups.

When the overall fracture resistance of the FDPs was analyzed, no differences were showed between before or after veneering ceramic ( $P=0.446$ ),

Significant differences were found among the four different systems analyzed ( $P = 0.0001$ ) using ANOVA test. The Tukey test indicates that the zirconia systems showed differences with metal-ceramic group. No differences were found among the zirconia systems.

No differences were observed before and after veneering during X-Ray diffraction. The fractured specimens exhibited the highest percentage of phase transformation but no differences were shown among the zirconia systems before and after veneering.

**5. Discussion.** The values that have been reported for normal occlusal bite forces have varied greatly, besides, the forces applied in cases of parafunction can be as high as 1000 N. In the present study, zirconia systems showed fracture resistance values greater than 1000 N. These results are in accord with those of a previous studies about zirconia systems, which found that this zirconia system supported forces greater 1000-2000 N. However, the fracture resistance values in the present study were higher than in previous reports, most likely because the values registered occurred at the total fracture of the specimens.

The microstructure and mechanical properties analysis indicated that the grain size, the hardness, toughness and the fracture strength of the three zirconia systems are very similar.

It has been debated whether FDP frameworks for testing should be veneered. In the current study, no differences in fracture resistance were observed before or after veneering for either system; therefore, the null hypothesis was accepted. These results contrasted with those of previous studies that demonstrated that the phase transformation mechanism weakened the frameworks, increasing the monoclinic phase content from 2 to 10% after veneering. However, another studies showed that veneering could increase fracture resistance and that this influence seemed to be dependent on the type of zirconia-based material used.

In the present study, X-ray diffraction demonstrated that the samples did not show any differences after being submitted to oven cycles necessities to veneering.

The study results indicated that no significant differences were found in the load at fracture among the zirconia systems; thus, the data supported the acceptance of the null hypothesis. These results indicate that the mechanical properties of the zirconia materials tested were not affected by surface treatment and that the veneering porcelain did not seem to affect the fracture resistance. However, there were different behaviors of the load at fracture, between metal-ceramic and zirconia restorations.

**6. Conclusions.** Within the limitations of the current *in vitro* study, the following conclusions may be drawn:

1. The grain of the zirconia systems analyzed did not increase in size after veneering.
2. Hardness and tenacity showed differences for IPS e.max ZirCAD group before and after veneering, but were irrelevant for flexural strength.
3. The three zirconia systems analyzed had clinically acceptable fracture load values of greater than 1000N.
4. No differences were observed in the fracture resistance of the zirconia frameworks and the veneered frameworks among the zirconia groups.
5. The fracture resistance of the zirconia systems analyzed was not influenced by the ceramic veneering.
6. When polished discs were analyzed no phase transformation was observed before and after veneering, among the zirconia systems.
7. The phase transformation increased 11 to 17% of tetragonal to monoclinic phase after fracture, but no differences were observed among the zirconia systems, nor before and after veneering.
8. More long-term clinical studies are necessities to confirm the kindness of the zirconia systems analyze.

